

(19)



JAPANESE PATENT OFFICE

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11) Publication number: 2001070269 A

(43) Date of publication of application: 21.03.2001

(51) Int. Cl. A61B 5/0408

A61B 5/0478, A61B 5/0492, A61B 5/0402

(21) Application number: 11251688

(22) Date of filing: 06.09.1999

(71) Applicant: TOSHIBA CORP

(72) Inventor: YAMAZAKI NOBUO

(54) ELECTROPHYSIOLOGIC MAPPING DEVICE

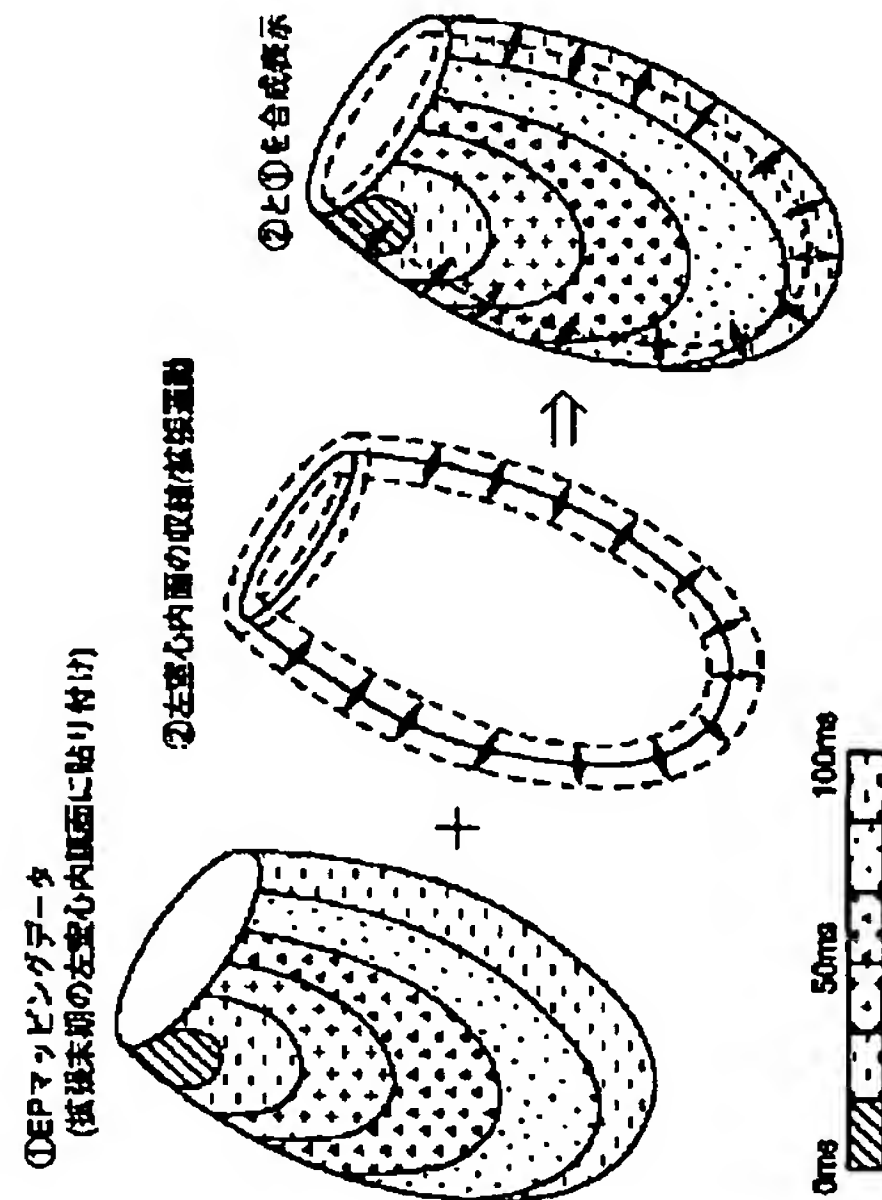
(57) Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To grasp the positional relation (correspondence) of the mapping data with the anatomical shape of a heart, to accurately specify a target region of the ablation treatment, and to perform the accurate navigation to the target part in the high frequency ablation treatment of the catheter base progressed with the electrophysiologic mapping method of a heart based on the catheter.

SOLUTION: An ultrasonic transmitter 52 or a receiver is provided near a catheter electrode, and position of the electrode is measured on the basis of a time difference of the transmission of the ultrasonic wave between the ultrasonic transmitter or the receiver and three or more vibrators of an ultrasonic probe, and positional relation is made to correspond to each other, and a three-dimensional mapping image in a color having permeability is attached to a three-dimensional projection image of an inner film surface of a left ventricle. With this structure, a condition that the inner film surface of the ventricle repeats shrinkage/expansion is

displayed in a rear side of the three-dimensional mapping image in real time.

COPYRIGHT: (C)2001,JPO



(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2001-70269

(P2001-70269A)

(43) 公開日 平成13年3月21日 (2001.3.21)

(51) Int.Cl.⁷

識別記号

F I

テ-マ-ト* (参考)

A 6 1 B 5/0408
5/0478
5/0492
5/0402

A 6 1 B 5/04

3 0 0 J 4 C 0 2 7
3 1 0 M

審査請求 未請求 請求項の数28 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号

特願平11-251688

(22) 出願日

平成11年9月6日 (1999.9.6)

(71) 出願人 000003078

株式会社東芝

神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

(72) 発明者 山崎 延夫

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会
社東芝那須工場内

(74) 代理人 100058479

弁理士 鈴江 武彦 (外6名)

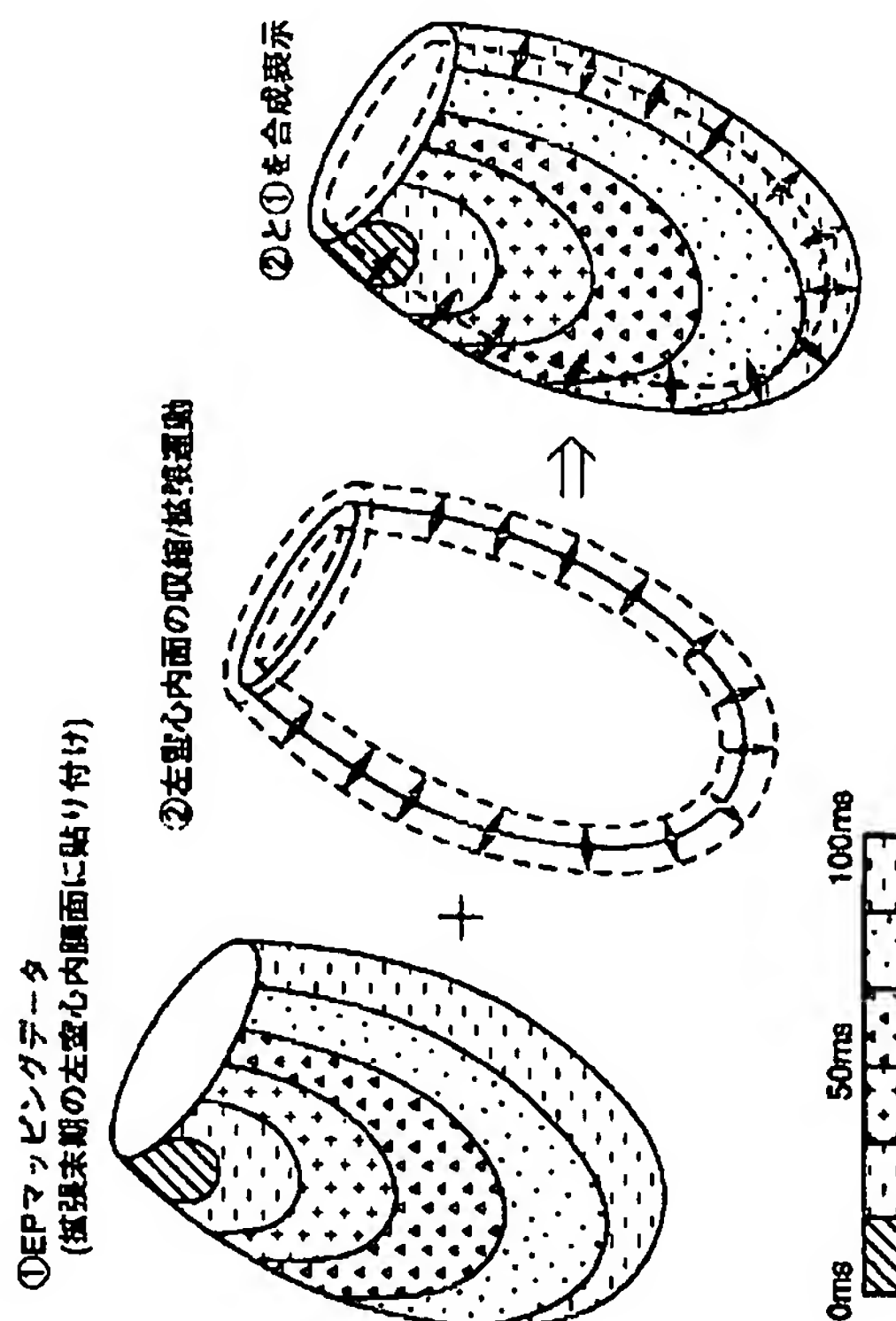
Fターム (参考) 4C027 AA01 CC00 DD03 EE01 HH03
HH13

(54) 【発明の名称】 電気生理マッピング装置

(57) 【要約】

【課題】カテーテルをベースにした心臓の電気生理マッピング法と共に進歩しているカテーテルベースの高周波アブレーション治療において、マッピングデータと心臓の解剖学的な形態との位置関係 (対応付け) を把握し、アブレーション治療のターゲット部位を正確に特定し、その場所に正確にナビゲートすること。

【解決手段】カテーテル電極 (5) 近傍に超音波送信器 (52)、または受信器 (54) を設け、これと超音波プローブ (1) の3つ以上の振動子との間の超音波の送受信の時間差により電極の位置を測定し、互いの位置関係を対応付けて、心臓の左心室内膜面の3次元投影像に3次元マッピング像を透明度を持った色で貼り付ける。これにより、3次元マッピング像の後側に心内膜面が収縮/拡張を繰り返している様子がリアルタイム表示される。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 カテーテルに設けられた電極により臓器の内膜面の電圧を測定し、臓器の電気的特性データを臓器の形状に合わせてマッピングする電気生理マッピング手段と、

該臓器の解剖学的特性を示す画像を得る画像作成手段と、

前記電気生理マッピング手段により得られたマッピング像と前記画像作成手段により得られた画像とを位置関係を対応付けて表示する表示手段と、を具備することを特徴とする電気生理マッピング装置。

【請求項2】 前記電気生理マッピング手段は臓器の内膜面に直接電極をあてて内膜面の活動電位を測定することを特徴とする請求項1に記載の電気生理マッピング装置。

【請求項3】 前記電気生理マッピング手段は経皮、経動脈的、あるいは経静脈的に心臓内腔に挿入することを目的としたカテーテルの先端に配置された電極により測定を行うことを特徴とする請求項1に記載の電気生理マッピング装置。

【請求項4】 前記電気生理マッピング手段は経皮、経動脈的、あるいは経静脈的に臓器の内腔に挿入することを目的としたカテーテルの先端に設けられたバスケット形状のアームに設けられた複数個の電極により測定を行うことを特徴とする請求項1に記載の電気生理マッピング装置。

【請求項5】 前記電気生理マッピング手段は電気刺激装置をさらに具備し、前記複数個の電極のうちの何れか一つ、または複数の電極から心臓に電気刺激を与え、心臓のペーシングを可能とすることを特徴とする請求項4に記載の電気生理マッピング装置。

【請求項6】 前記画像作成手段は超音波ビームを2次元的に走査して臓器の2次元断層像を実時間で得る超音波診断装置であることを特徴とする請求項1に記載の電気生理マッピング装置。

【請求項7】 前記画像作成手段は超音波ビームを3次元的に走査して臓器の3次元的な形態情報、あるいは運動情報を実時間で得る超音波診断装置であることを特徴とする請求項1に記載の電気生理マッピング装置。

【請求項8】 前記画像作成手段は超音波診断装置であり、
前記表示手段は前記カテーテルに設けられた超音波発信器から発信した超音波が前記超音波診断装置の超音波プローブの3つ以上の振動子で受信された時間の差に基づいて超音波画像とマッピング像との位置関係を求めることを特徴とする請求項1に記載の電気生理マッピング装置。

【請求項9】 前記画像作成手段は超音波診断装置であり、
前記表示手段は前記カテーテルに設けられた超音波受信

器を具備し、前記超音波診断装置の超音波プローブの3つ以上の振動子から送信され超音波が前記超音波受信器で受信した時間の差から、超音波画像とマッピング像との位置関係を求めることを特徴とする請求項1に記載の電気生理マッピング装置。

【請求項10】 前記画像作成手段は超音波診断装置であり、

前記電気生理マッピング手段のカテーテルは一部分に音響特性が残りの部分とは異なる部材を含み、

前記表示手段は前記超音波診断装置で受信した反射信号の中から前記部材からの反射信号を抽出し前記カテーテルの位置を求めることにより超音波画像とマッピング像との位置関係を求めることを特徴とする請求項1に記載の電気生理マッピング装置。

【請求項11】 前記画像作成手段は超音波診断装置であり、

前記カテーテルは第1の位置センサを具備し、

前記超音波診断装置のプローブは第2の位置センサを具備し、

前記表示手段は前記第1、第2の位置センサの出力に基づいて超音波画像とマッピング像との位置関係を求めることを特徴とする請求項1に記載の電気生理マッピング装置。

【請求項12】 前記カテーテルは複数の電極を有するバスケット型アームであり、

前記画像作成手段は超音波診断装置であり、

前記表示手段は前記超音波診断装置で受信した反射信号から前記バスケット型アームからの反射信号を抽出して前記アームの位置を求めることにより超音波画像とマッピング像との位置関係を求めることを特徴とする請求項1に記載の電気生理マッピング装置。

【請求項13】 前記電気生理マッピング手段は臓器の内膜面各点の心拍周期内の最大活動電圧、あるいは活動電圧の傾きの最大値をマッピングすることを特徴とする請求項1に記載の電気生理マッピング装置。

【請求項14】 前記電気生理マッピング手段は臓器の内膜面各点について、基準となる時刻から最大活動電圧、あるいは活動電圧の傾きの最大値が出現するまでの時間をマッピングすることを特徴とする請求項1に記載の電気生理マッピング装置。

【請求項15】 前記電気生理マッピング手段は心筋の脱分極している範囲と分極している範囲とを区別し、心筋興奮部位が時間と共に移動する様子をダイナミックに表示することを特徴とする請求項1に記載の電気生理マッピング装置。

【請求項16】 前記表示手段は前記画像作成手段により得られた画像と前記マッピング像とを並べて表示することを特徴とする請求項13乃至請求項15のいずれか一項に記載の電気生理マッピング装置。

【請求項17】 前記表示手段は前記画像作成手段によ

り得られた画像と前記マッピング像とを合成して表示することを特徴とする請求項13乃至請求項15のいずれか一項に記載の電気生理マッピング装置。

【請求項18】 前記電気生理マッピング手段は心内膜面の3次元投影像に電気的特性データを貼り付けマッピング像を生成し、
前記画像作成手段は心内膜面のリアルタイム3次元投影像を生成し、
前記表示手段は前記マッピング像と3次元投影像とを重畳表示することによりマッピング像の後側に心内膜面が収縮／拡張を繰り返している様子をリアルタイムに表示することを特徴とする請求項17に記載の電気生理マッピング装置。

【請求項19】 前記電気生理マッピング手段は心内膜面の3次元投影像に電気的特性データを貼り付けマッピング像を生成し、
前記画像作成手段は心臓の任意断面の超音波断層像、あるいは2次元心筋パフュージョン画像を求める超音波診断装置であり、
前記表示手段は前記マッピング画像と超音波断層像、あるいは2次元心筋パフュージョン画像とを合成して表示することを特徴とする請求項13乃至請求項15のいずれか一項に記載の電気生理マッピング装置。

【請求項20】 前記電気生理マッピング手段は心内膜面の3次元投影像に電気的特性データを貼り付けマッピング像を生成し、
前記画像作成手段は心臓の任意断面の超音波断層像、あるいは2次元心筋パフュージョン画像をリアルタイムで求める超音波診断装置であり、
前記表示手段は前記マッピング画像と超音波断層像、あるいは2次元心筋パフュージョン画像のリアルタイム画像とを合成して表示することを特徴とする請求項13乃至請求項15のいずれか一項に記載の電気生理マッピング装置。

【請求項21】 前記電気生理マッピング手段は心臓の任意断面の断層像に電気的特性データを貼り付けマッピング像を生成し、
前記画像作成手段は心臓の任意断面の超音波断層像、あるいは2次元心筋パフュージョン画像を求める超音波診断装置であり、
前記表示手段は前記マッピング画像と超音波断層像、あるいは2次元心筋パフュージョン画像とを重畳して表示することを特徴とする請求項13乃至請求項15のいずれか一項に記載の電気生理マッピング装置。

【請求項22】 前記電気生理マッピング手段は2次元断層像、あるいは3次元投影像に電気的特性データを貼り付け2次元、または3次元マッピング像を生成し、
前記画像作成手段は超音波エコー法、あるいは超音波ドプラ法の超音波診断装置であり、
前記表示手段は超音波エコー法、あるいは超音波ドプラ

法により得られる心筋局所の収縮能または拡張能を示すパラメータと前記2次元、または3次元マッピング像とを合成して表示することを特徴とする請求項13乃至請求項15のいずれか一項に記載の電気生理マッピング装置。

【請求項23】 前記表示手段は前記電気刺激装置により心臓に電気刺激を与えている時に、その刺激位置を示すマーカを画像上に重畳表示することを特徴とする請求項5に記載の電気生理マッピング装置。

【請求項24】 前記表示手段は前記電気刺激装置により心臓に電気刺激を与える際に、その刺激印加位置を画像上で指定する、あるいは刺激印加用デバイスを画像上からナビゲートすることを特徴とする請求項5に記載の電気生理マッピング装置。

【請求項25】 前記表示手段は心臓の一部に対して治療を目的とした非薬物治療行為を行う際に、その治療行為を行う位置を示すマーカを画像上に重畳表示することを特徴とする請求項1に記載の電気生理マッピング装置。

【請求項26】 前記表示手段は心臓の一部に対して治療を目的とした非薬物治療行為を行う際に、既に治療行為を行った場所を示すマーカを画像上に重畳表示することを特徴とする請求項1に記載の電気生理マッピング装置。

【請求項27】 前記表示手段は心臓の一部に対して治療を目的とした非薬物治療行為を行う際に、その治療行為を行う場所を画像上で指定する、あるいは治療用のデバイスを画像上からナビゲートすることを特徴とする請求項1に記載の電気生理マッピング装置。

【請求項28】 前記非薬物治療は高周波、レーザー、あるいはマイクロウェーブを用いたアブレーションカテーテルにより不整脈の発生原因となっている部位を焼灼することを特徴とする請求項25乃至請求項27のいずれか一項に記載の電気生理マッピング装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は心臓の機能をその電気的特性、および解剖学的な収縮特性の両面から評価し、各種心疾患、特に頻脈性不整脈の診断精度を向上し、ひいては治療成績の向上を目的とする電気生理マッピング装置に関する。

【0002】

【従来の技術】不整脈診療の最も大きな課題は持続性心室頻拍、あるいは心室細動による突然死である。この致死的な病態は心室拍動数が異常な高値になり、酸素を含んだ血液を全身に送り出すのに極度の障害を受けることがその特徴である。米国では心臓性突然死は年間約35万人で、その80～90%は心室頻拍、あるいは心室細動によると考えられている。米国においては、心室頻拍の基礎心疾患の殆どが心筋梗塞であり、心筋梗塞で一命

を取り留めても、その約30%は心筋梗塞発症後1年以内に心室頻拍を患うリスクを背負っている。なお、日本では心室頻拍の殆どは非虚血性であり、その罹患率も米国に比べて低いが、生活習慣の欧米化に伴って、虚血性心疾患の罹患率の増加と共に、虚血性の心室頻拍の罹患率も増加するものと予想される。

【0003】現在は抗不整脈薬、埋め込み型除細動器といった治療法が主流になっているが、何れも心室頻拍の根治療法では無い上に、重大な副作用の問題も抱えている。そのため、今後はカテーテルベースで心内膜面の電気活性化をマッピングして心室頻拍の発生源を特定してやり、その部位をカテーテルベースの高周波アブレーションで焼灼するという、低侵襲性の根治療法への期待が高まっている。この治療法で使われるのが、電気生理マッピング装置である。マッピング表示としては、外周が左室基部、内周が心尖部に相当する極座標表示が用いられることが多い。体表心電図のR波を基準時刻(ゼロ)として、各点の活動電位が最大となる時刻(R波からの時間差)を色分けして表示する。

【0004】カテーテルベースの心臓の電気生理マッピング法は同じくカテーテルベースの高周波アブレーション治療法と共に発展しつつあるが、現在のところ、両手法は独自に開発されており、マッピングデータと心臓の解剖学的な形態との位置関係(対応付け)を把握することは非常に難しく、アブレーション治療のターゲット部位を正確に特定し、その場所に正確に治療用のカテーテルをナビゲートすることは容易ではない。

【0005】また、心筋の電氣的な活性化態様と機械的な収縮態様の関係について病態生理学的な理解を深めることは新しい診断法及び治療法へと発展する可能性があるが、現在のところこれを実現させた心臓の機能診断装置は存在していない。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】このように従来の電気生理マッピング法には、カテーテルベースの高周波アブレーション治療法と共に使用する際、アブレーション治療のターゲット部位を正確に特定することが困難である欠点がある。

【0007】本発明の目的は臓器の電気生理マッピング像と、解剖学的な形態を示す画像との位置関係の把握が容易になり、その結果、臓器の電氣的特性と解剖学的な収縮特性の双方を、同時にかつ空間的な位置関係を持って、3次元的に評価することが可能になり、各種疾患、特に頻脈性不整脈の診断精度向上を実現し、さらには治療成績の向上を実現させる電気生理マッピング装置を提供することにある。

【0008】

【課題を解決するための手段】前記課題を解決し目的を達成するために、本発明は以下に示す手段を用いている。

【0009】(1)本発明の電気生理マッピング装置は、カテーテルに設けられた電極により臓器の内膜面の電圧を測定し、臓器の電氣的特性データを臓器の形状に合わせてマッピングする電気生理マッピング手段と、該臓器の解剖学的特性を示す画像を得る画像作成手段と、電気生理マッピング手段により得られたマッピング像と画像作成手段により得られた画像とを位置関係を対応付けて表示する表示手段と、を具備するものである。

【0010】(2)本発明の電気生理マッピング装置は、上記(1)に記載した電気生理マッピング装置であって、かつ電気生理マッピング手段は臓器の内膜面に直接電極をあてて、内膜面の活動電位を測定する。

【0011】(3)本発明の電気生理マッピング装置は、上記(1)に記載した電気生理マッピング装置であって、かつ電気生理マッピング手段は経皮、経動脈的、あるいは経静脈的に心臓内腔に挿入することを目的としたカテーテルの先端に配置された電極により測定を行う。

【0012】(4)本発明の電気生理マッピング装置は、上記(1)に記載した電気生理マッピング装置であって、かつ電気生理マッピング手段は経皮、経動脈的、あるいは経静脈的に臓器の内腔に挿入することを目的としたカテーテルの先端に設けられたバスケット形状のアーームに設けられた複数個の電極により測定を行う。

【0013】(5)本発明の電気生理マッピング装置は、上記(4)に記載した電気生理マッピング装置であって、かつ電気生理マッピング手段は電気刺激装置をさらに具備し、複数個の電極のうちの何れか一つ、または複数の電極から心臓に電気刺激を与え、心臓のペーシングを可能とする。

【0014】(6)本発明の電気生理マッピング装置は、上記(1)に記載した電気生理マッピング装置であって、かつ画像作成手段は超音波ビームを2次元的に走査して臓器の2次元断層像を実時間で得る超音波診断装置である。

【0015】(7)本発明の電気生理マッピング装置は、上記(1)に記載した電気生理マッピング装置であって、かつ画像作成手段は超音波ビームを3次元的に走査して臓器の3次元的な形態情報、あるいは運動情報を実時間で得る超音波診断装置である。

【0016】(8)本発明の電気生理マッピング装置は、上記(1)に記載した電気生理マッピング装置であって、かつ画像作成手段は超音波診断装置であり、表示手段はカテーテルに設けられた超音波発信器から発信した超音波が超音波診断装置の超音波プローブの3つ以上の振動子で受信された時間の差に基づいて超音波画像とマッピング像との位置関係を求める。

【0017】(9)本発明の電気生理マッピング装置は、上記(1)に記載した電気生理マッピング装置であって、かつ画像作成手段は超音波診断装置であり、表示

手段はカテーテルに設けられた超音波受信器を具備し、超音波診断装置の超音波プローブの3つ以上の振動子から送信され超音波が超音波受信器で受信した時間の差から、超音波画像とマッピング像との位置関係を求める。

【0018】(10) 本発明の電気生理マッピング装置は、上記(1)に記載した電気生理マッピング装置であって、かつ画像作成手段は超音波診断装置であり、電気生理マッピング手段のカテーテルは一部分に音響特性が残りの部分とは異なる部材を含み、表示手段は超音波診断装置で受信した反射信号の中から部材からの反射信号を抽出しカテーテルの位置を求めることにより超音波画像とマッピング像との位置関係を求める。

【0019】(11) 本発明の電気生理マッピング装置は、上記(1)に記載した電気生理マッピング装置であって、かつ画像作成手段は超音波診断装置であり、カテーテルは第1の位置センサを具備し、超音波診断装置のプローブは第2の位置センサを具備し、表示手段は第1、第2の位置センサの出力に基づいて超音波画像とマッピング像との位置関係を求める。

【0020】(12) 本発明の電気生理マッピング装置は、上記(1)に記載した電気生理マッピング装置であって、かつカテーテルは複数の電極を有するバスケット型アームであり、画像作成手段は超音波診断装置であり、表示手段は超音波診断装置で受信した反射信号からバスケット型アームからの反射信号を抽出してアームの位置を求めることにより超音波画像とマッピング像との位置関係を求める。

【0021】(13) 本発明の電気生理マッピング装置は、上記(1)に記載した電気生理マッピング装置であって、かつ電気生理マッピング手段は臓器の内臓面各点の心拍周期内の最大活動電圧、あるいは活動電圧の傾きの最大値をマッピングする。

【0022】(14) 本発明の電気生理マッピング装置は、上記(1)に記載した電気生理マッピング装置であって、かつ電気生理マッピング手段は臓器の内臓面各点について、基準となる時刻から最大活動電圧、あるいは活動電圧の傾きの最大値が出現するまでの時間をマッピングする。

【0023】(15) 本発明の電気生理マッピング装置は、上記(1)に記載した電気生理マッピング装置であって、かつ電気生理マッピング手段は心筋の脱分極している範囲と分極している範囲とを区別し、心筋興奮部位が時間と共に移動する様子をダイナミックに表示する。

【0024】(16) 本発明の電気生理マッピング装置は、上記(13)乃至(15)のいずれかに記載した電気生理マッピング装置であって、かつ表示手段は画像作成手段により得られた画像とマッピング像とを並べて表示する。

【0025】(17) 本発明の電気生理マッピング装置は、上記(13)乃至(15)のいずれかに記載した電

気生理マッピング装置であって、かつ表示手段は画像作成手段により得られた画像とマッピング像とを合成して表示する。

【0026】(18) 本発明の電気生理マッピング装置は、上記(17)に記載した電気生理マッピング装置であって、かつ電気生理マッピング手段は心内膜面の3次元投影像に電気的特性データを貼り付けマッピング像を生成し、画像作成手段は心内膜面のリアルタイム3次元投影像を生成し、表示手段はマッピング像と3次元投影像とを重畳表示することによりマッピング像の後側に心内膜面が収縮/拡張を繰り返している様子をリアルタイムに表示する。

【0027】(19) 本発明の電気生理マッピング装置は、上記(13)乃至(15)のいずれかに記載した電気生理マッピング装置であって、かつ電気生理マッピング手段は心内膜面の3次元投影像に電気的特性データを貼り付けマッピング像を生成し、画像作成手段は心臓の任意断面の超音波断層像、あるいは2次元心筋パフュージョン画像を求める超音波診断装置であり、表示手段はマッピング画像と超音波断層像、あるいは2次元心筋パフュージョン画像とを合成して表示する。

【0028】(20) 本発明の電気生理マッピング装置は、上記(13)乃至(15)のいずれかに記載した電気生理マッピング装置であって、かつ電気生理マッピング手段は心内膜面の3次元投影像に電気的特性データを貼り付けマッピング像を生成し、画像作成手段は心臓の任意断面の超音波断層像、あるいは2次元心筋パフュージョン画像をリアルタイムで求める超音波診断装置であり、表示手段はマッピング画像と超音波断層像、あるいは2次元心筋パフュージョン画像のリアルタイム画像とを合成して表示する。

【0029】(21) 本発明の電気生理マッピング装置は、上記(13)乃至(15)のいずれかに記載した電気生理マッピング装置であって、かつ電気生理マッピング手段は心臓の任意断面の断層像に電気的特性データを貼り付けマッピング像を生成し、画像作成手段は心臓の任意断面の超音波断層像、あるいは2次元心筋パフュージョン画像を求める超音波診断装置であり、表示手段はマッピング画像と超音波断層像、あるいは2次元心筋パフュージョン画像とを重畳して表示する。

【0030】(22) 本発明の電気生理マッピング装置は、上記(13)乃至(15)のいずれかに記載した電気生理マッピング装置であって、かつ電気生理マッピング手段は2次元断層像、あるいは3次元投影像に電気的特性データを貼り付け2次元、または3次元マッピング像を生成し、画像作成手段は超音波エコー法、あるいは超音波ドプラ法の超音波診断装置であり、表示手段は超音波エコー法、あるいは超音波ドプラ法により得られる心筋局所の収縮能または拡張能を示すパラメータと、2次元、または3次元マッピング像とを合成して表示す

る。

【0031】(23) 本発明の電気生理マッピング装置は、上記(5)に記載した電気生理マッピング装置であって、かつ表示手段は電気刺激装置により心臓に電気刺激を与えている時に、その刺激位置を示すマーカを画像上に重畳表示する。

【0032】(24) 本発明の電気生理マッピング装置は、上記(5)に記載した電気生理マッピング装置であって、かつ表示手段は電気刺激装置により心臓に電気刺激を与える際に、その刺激印加位置を画像上で指定する、あるいは刺激印加用デバイスを画像上からナビゲートする。

【0033】(25) 本発明の電気生理マッピング装置は、上記(1)に記載した電気生理マッピング装置であって、かつ表示手段は心臓の一部に対して治療を目的とした非薬物治療行為を行う際に、その治療行為を行う位置を示すマーカを画像上に重畳表示する。

【0034】(26) 本発明の電気生理マッピング装置は、上記(1)に記載した電気生理マッピング装置であって、かつ表示手段は心臓の一部に対して治療を目的とした非薬物治療行為を行う際に、既に治療行為を行った場所を示すマーカを画像上に重畳表示する。

【0035】(27) 本発明の電気生理マッピング装置は、上記(1)に記載した電気生理マッピング装置であって、かつ表示手段は心臓の一部に対して治療を目的とした非薬物治療行為を行う際に、その治療行為を行う場所を画像上で指定する、あるいは治療用のデバイスを画像上からナビゲートする。

【0036】(28) 本発明の電気生理マッピング装置は、上記(25)乃至(17)のいずれかに記載した電気生理マッピング装置であって、かつ非薬物治療は高周波、レーザー、あるいはマイクロウェーブを用いたアブレーションカテーテルにより不整脈の発生原因となっている部位を焼灼する。

【0037】本発明によれば、臓器の電気生理マッピング像と、解剖学的な形態を示す画像との位置関係の把握が容易になり、その結果、臓器の電気的特性と解剖学的な収縮特性の双方を、同時にかつ空間的な位置関係を持って、3次元的に評価することが可能となる。

【0038】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明による電気生理マッピング装置の実施形態を説明する。

【0039】図1は本発明の第1実施形態に係る電気生理マッピング装置の概略構成を示すブロック図である。カテーテル電極、または電気生理電極(以下、EP電極と称する)5を有する電気生理マッピング(EPマッピング)装置本体4と、2次元アレイプローブからなる超音波プローブ1を有する超音波診断装置本体2とが接続され、表示部3にて心臓のEPマッピング像と超音波画像とが互いの位置関係が対応付けられて表示される。

【0040】図2、図3を参照して、超音波診断装置本体2、電気生理マッピング装置本体4の詳細を説明する。超音波診断装置本体2は通常の3次元スキャン対応の超音波診断装置本体と同じであり、図2に示すように、3次元スキャンコントローラ10、パルサ/プリアンプスイッチ11、ビームフォーマー12、各種プロセッサ(エコープロセッサ14、ドプラプロセッサ15、3Dプロセッサ16、アプリケーションプロセッサ17)、ホストCPU19、ディスプレイユニット20からなり、アプリケーションプロセッサ17が電気生理マッピング装置本体4に接続される。パルサ/プリアンプスイッチ11はトランスミッター11b、送/受信スイッチ11a、プリアンプ11cからなる。なお、超音波診断装置本体2は2次元スキャン対応のものでもよい。

【0041】電気生理マッピング装置本体4は図3に示すように、EP電極 $5_1 \sim 5_N$ が接続されるスイッチング回路25と、スイッチング回路25で選択されたEP電極からの活動電位信号が活動電位信号増幅部26、A/D変換部27を介してマイクロコンピュータ28に供給される。マイクロコンピュータ28には、フィルタ処理部29、活動電位解析部30、レコーダ部31、表示部32、外部入出力部33も接続され、外部入出力部33が超音波診断装置本体2に接続される。外部入出力部33からはEP電極毎に電極番号とその活動電位が対になって3次元電気生理マッピング像として超音波診断装置本体2へ供給される。

【0042】EP電極 $5_1 \sim 5_N$ は電気生理マッピング装置のカテーテルの先端に折り畳み式でバスケット形状のアームのそれぞれに複数個の電極が配置されてなる。しかし、カテーテル先端を順次内膜面に沿って走査すれば、1本のカテーテルの先端に単一の電極を設ける構成でもよい。バスケット型カテーテルは図4に示すように、大腿動脈より挿入し、腹部大動脈、下行大動脈、上行大動脈、大動脈弁を経由して、カテーテル先端が左心室に挿入される。そこで、図5に示すように、カテーテル先端に折り畳まれているバスケット型アームを押出し、左心室心内膜面にEP電極(図5では図示せず)を密着させる。そして、各EP電極 $5_1 \sim 5_N$ で計測された活動電位に基づいて心内膜面の電気生理マッピングを行う。なお、カテーテルは経皮、経動脈的、あるいは経静脈的のいずれにより臓器の内腔に挿入してもよい。このマッピングと並行して、体表に当てられた超音波プローブ1により心臓(左心室)のスキャンを行う。

【0043】バスケット型カテーテルの具体例としては次の文献に記載のものを利用することができる。

【0044】Schalji M J, van Ruge F P, Siezenga M, van der Velde E T, "Endocardial activation mapping of ventricular tachycardia in patients: first application of a 32-site bipolar mapping electrode catheter", Circulation, 1998, 98:2168-2179.

EPマッピング像の一例を図6に示す。ここでは、カテテルは等長の8本の金属アームを有し、各アームには1〜1.5cm間隔で4つのバイポーラ電極が設けられているとし、マッピング像は極座標表示により八角形として表示される。外周が左室基部、内周が心尖部に相当する。体表心電図のR波を基準時刻(ゼロ)として、各点の活動電位が最大となる時刻(R波からの時間差)を色分けして表示している。この図は洞調律(洞房結果から電気刺激が伝達される正常心リズム)の例で、心内膜の活性化は中心付近の電極(心室中隔の近く)より始まり左室心内膜を放射状に広がっていく様子と、周辺付近の電極周辺の領域の活性化が遅れている様子がわかる。

【0045】なお、電気生理マッピング装置本体4には、電気刺激装置34も含まれ、EP電極5₁〜5_Nを利用して、心臓に電気刺激を与え、心臓のペーシングもできるようになっている。一般に、心室頻拍の電気生理学検査では、心室より頻回刺激または3連発までの期外刺激を行い、心室頻拍を誘発させる方法がとられる。図7の(a)〜(d)にバスケット電極を介して刺激を与えた例を示す。星印の電極から刺激を与えた場合を示す。図7の(e)は(a)〜(d)の表示画像に対応する電極の配置を示すものであり、これから、電極C1〜C3は梗塞領域に対応し、図7の(a)〜(d)の何れの場合もこの領域の活性化は遅いことがわかる。

【0046】次に、超音波診断装置本体2のホストCPU19による電気生理マッピング像と超音波断層像との位置合わせ表示の種々の例を説明する。

【0047】第1の例はカテテル(電極の近傍)に超音波発信器を設け、超音波プローブ1の複数(3以上)の異なる振動子(振動子グループ)で受信した信号の時間差から超音波プローブ1の振動子表面と電極との位置

$$\begin{aligned}(x-x_1)^2 + (y-y_1)^2 + (z-z_1)^2 &= (c \cdot t_1)^2 \\(x-x_2)^2 + (y-y_2)^2 + (z-z_2)^2 &= (c \cdot t_2)^2 \\(x-x_3)^2 + (y-y_3)^2 + (z-z_3)^2 &= (c \cdot t_3)^2\end{aligned}$$

ここで、cは生体内の超音波の音速である。

【0050】第2の例は第1の例の変形に関し、カテテル50に複数の電極が配置される場合の例である。図11に示すように、各電極の近傍に超音波発信器P₁(x_{p1}, y_{p1}, z_{p1})、P₂(x_{p2}, y_{p2}, z_{p2})、P₃(x_{p3}, y_{p3}, z_{p3})、…を設ける。図12のように、各発信器を順次駆動すれば、各回の駆動時においては、1個の発信器を設けた第1の例と同じである。

【0051】第3の例は第1の例とは逆に、カテテル(電極の近傍)に超音波受信器を設け、超音波プローブ1の複数(3以上)の異なる振動子(振動子グループ)から送信した信号の到達時間差から超音波プローブ1の振動子表面と電極との位置関係を求めるものである。このため、図13に示すように、カテテル(ここでは、バスケット型アームカテテルを簡略的に1本のカテ

テルを求める。このため、図8に示すように、カテテル(ここでは、バスケット型アームカテテルを簡略的に1本のカテテルとして示す)50の先端(または途中でもよい)のEP電極5の近傍に超音波発信器52を設ける。EP電極5に対する発信器52の位置関係は既知である。この発信器52の位置座標をP(x, y, z)とする。発信器52から送信された超音波は、超音波プローブ1の2次元アレイ振動子の3つ以上(ここでは、3つ)の振動子(あるいは振動子グループでもよい)E₁、E₂、E₃において、図9に示すように振動子の位置E₁(x₁, y₁, 0)、E₂(x₂, y₂, 0)、E₃(x₃, y₃, 0)に応じて異なる時間t₁、t₂、t₃で受信される。EP電極5に対する発信器52の位置関係が既知であるので、これらの受信時間t₁、t₂、t₃に基づいて電極により得られたEPマッピング像と、超音波プローブ1により得られる超音波断層像との位置関係が分かり、両者を位置関係を対応付けて表示することができる。

【0048】図10は発信器52がEP電極5と同一位置にあると見なせる場合の、EP電極5の位置を求める動作を示すフローチャートである。ステップS11で、2次元アレイプローブ1内の位置の異なる3つの振動子を設定し、それらの位置座標E₁(x₁, y₁, 0)、E₂(x₂, y₂, 0)、E₃(x₃, y₃, 0)を入力する。ステップS12で、EP電極5(の近傍)にある発信器52から送信された超音波の3つの振動子への到達時間t₁、t₂、t₃を測定する。ステップS13で次の連立方程式を解いて、EP電極5の位置P(x, y, z)を求める。

【0049】

テルとして示す)50の先端(または途中でもよい)のEP電極5の近傍に超音波受信器54を設ける。EP電極5に対する受信器54の位置関係は既知である。この受信器54の位置座標をQ(x, y, z)とする。超音波プローブ1の2次元アレイ振動子の3つ以上(ここでは、3つ)の振動子(あるいは振動子グループでもよい)E₁、E₂、E₃を順次駆動して超音波を発信すると、図14に示すように、この超音波は、振動子の位置E₁(x₁, y₁, 0)、E₂(x₂, y₂, 0)、E₃(x₃, y₃, 0)に応じて異なる時間t₁、t₂、t₃で受信器54に到達する。EP電極5に対する受信器54の位置関係が既知であるので、これらの受信時間t₁、t₂、t₃に基づいて電極により得られたEPマッピング像と、超音波プローブ1により得られる超音波断層像との位置関係が分かり、両者を位置関係を対応付けて表示することができる。

【0052】図15は受信器54がEP電極5と同一位置にあると見なせる場合の、EP電極5の位置を求める動作を示すフローチャートである。ステップS21で、2次元アレイプローブ1内の位置の異なる3つの振動子を設定し、それらの位置座標 $E_1(x_1, y_1, 0)$ 、 $E_2(x_2, y_2, 0)$ 、 $E_3(x_3, y_3, 0)$ を入力する。ステップS22で、各振動子 E_1 、 E_2 、 E_3 から順次超音波を送信し、EP電極5(の近傍)にある受信器54への到達時間 t_1 、 t_2 、 t_3 を測定する。ステップS23で第1の例と同様な連立方程式(図10のステップS13に記載)を解いて、EP電極5の位置 $P(x, y, z)$ を求める。

【0053】第4の例は第3の例の変形に関し、カテーテル50に複数の電極が配置される場合の例である。図16に示すように、各電極の近傍に超音波受信器 $Q_1(x_{p1}, y_{p1}, z_{p1})$ 、 $Q_2(x_{p2}, y_{p2}, z_{p2})$ 、 $Q_3(x_{p3}, y_{p3}, z_{p3})$ 、…を設ける。図17のように、各振動子 E_1 、 E_2 、 E_3 を順次駆動して、超音波を送信することは第3例と同様である。ただし、この場合は、解くべき連立方程式が受信器 Q_1 、 Q_2 、 Q_3 の分だけ3組に増えた点が第3の例と異なる。

【0054】第5の例は超音波の性質を利用して電極の位置を求めるものである。周知のように、超音波は異なる媒質の境界面で反射を起こす。超音波断層像法はこの

$$\text{媒質1と媒質2との反射率: } R_{12} = (z_2 - z_1) / (z_1 + z_2)$$

$$\text{媒質1と媒質3との反射率: } R_{13} = (z_3 - z_1) / (z_1 + z_3)$$

媒質3は電気生理マッピング用電極、あるいはその近傍に配置された部材であるとする。カテーテルアームの材料(媒質2)はできるだけ音響特性インピーダンスが心筋、血液等の生体軟部組織の音響特性インピーダンスに近いものを選び、反射率を下げ、透過率を上げてやるのが望ましい。反射率が高く、透過率が低いと、その先に超音波が透過せず、音響陰影の問題が起こる。一方、電気生理電極、あるいはその近傍に点状の生体軟部組織とは音響特性インピーダンスが十分異なる材料(媒質3)を用いることで、図20に示すように、その点からの超音波の反射が周囲に比べて十分大きくなり、画像上ではそれが輝点となって表示される。

【0059】したがって、この媒体3からの特徴的なエコー信号(図20の輝点)を抽出して画像処理することにより、EP電極の位置を知ることができ、結果として、EPマッピング像と超音波断層像との位置関係を対応づけることができる。

【0060】第6の例は、図21に示すように、カテーテル(電極の近傍)50と超音波プローブ1の振動子面に位置センサ(磁気センサ) S_1 、 S_2 を配置し、これとは別に、空間的に異なる位置に3個の磁場発生コイル L_1 、 L_2 、 L_3 を配置する。コイルの配置例を図22に示す。図22はコイル L_1 、 L_2 を寝台の天井内に埋

超音波が反射する特性を利用している。図18に示すように、異なる媒質の境界面に垂直に超音波が入射すると、超音波の一部は反射し、エコー信号となり、残りは透過してさらに伝播していくが、その反射率 R は次のように求められる。

$$\text{【0055】 } R = (z_2 - z_1) / (z_1 + z_2)$$

ここで、 z_1 、 z_2 は媒質1、2の音響インピーダンスで次のように与えられる。

$$\text{【0056】 } z_1 = \rho_1 \cdot c_1$$

$$z_2 = \rho_2 \cdot c_2$$

ρ_1 、 ρ_2 は媒質1、2の密度、 c_1 、 c_2 は媒質1、2の音速である。

【0057】したがって、音響インピーダンス z_1 と z_2 の差が大きい程、反射率 R が大きくなり、エコー信号の強度が増加する。これは、超音波断層像上では高輝度な境界線(面)として表示されることを意味する。媒質1を心臓の壁(心筋)、あるいは心腔内血液、媒質2をカテーテルとし、さらに媒質2の一部分を音響特性インピーダンス $z_3 = \rho_3 \cdot c_3$ の媒質3で置き換えるとす。図19にカテーテル50(音響インピーダンス z_2 の媒質2)のEP電極の近傍、あるいは電極そのものを音響インピーダンス z_3 の媒質3で構成する場合を示す。

【0058】

め込んだ場合を示している。コイル L_3 は図示を省略しているが、同様に天井内に設けられる。コイル L_1 、 L_2 、 L_3 から発生された磁場を磁気センサ S_1 、 S_2 により計測し、その減衰の度合いからセンサ S_1 とコイル $L_1 \sim L_3$ との各距離 D_{11} 、 D_{12} 、 D_{13} 、及びセンサ S_2 とコイル $L_1 \sim L_3$ の各距離 D_{21} 、 D_{22} 、 D_{23} を求める。これから、EP電極と超音波プローブの振動子面との位置関係が分かるので、EPマッピング像と超音波断層像との位置関係を対応づけることができる。

【0061】磁気センサーを用いた心内膜マッピング・カテーテルとしては、次の文献に記載ものを利用することができる。

【0062】(1) Gepstein L, Hayam G, Ben-Haim S A, "A novel method for nonfluoroscopic catheter-based electroanatomical mapping of the heart: in vitro and in vivo accuracy results", Circulation, 1997, 95:1611-1622.

(2) Kornowski R, Hong M K, Gepstein L, Goldstein S, Ellahham S, Ben-Haim S A, Leon M B, "Preliminary animal and clinical experiences using an electromechanical endocardial mapping procedure to distinguish infarcted from healthy myocardium", Circulation

on, 1998, 98:1116-1124.

(3) Kornowski R, Hong M K, Leon M B, "Comparison between left ventricular electromechanical mapping and radionuclide perfusion imaging for detection of myocardial viability", Circulation, 1998, 98:1837-1841.

第7の例はバスケット型アームを有するカテーテルの場合、図23に示すように、超音波断層像からバスケット型アームからの反射信号を抽出し、その形状から各電極の位置を求めるものである。

【0063】次に、電気生理マッピングの例を説明する。

【0064】図24は心房頻拍のactivation mapと呼ばれるもので、電氣的興奮の早い部位を赤、遅い部位を紫、その中間は黄、黄緑、青の順で表示する。持続する頻拍中にE P電極を心腔内で移動させながら3次元マッピングを行うと、立体心臓画像（2次元投影像）上に不整脈中の興奮伝播過程が表示され、最早期興奮部は赤で示される。これにより、頻拍の最早期興奮やリエントリー回路が認識される。

【0065】図25は心房頻拍のsubstrate (voltage) mapと呼ばれるもので、マッピングにより各部位で記録された心内電位の大きさを測定し、立体画像上に表示する方法である。伝導途絶部位やリエントリー回路の緩徐伝導部位などでは心筋細胞が傷害されており、このような場所では心内心電図が低電位になる。したがって、低電位組織の心臓内分布を求めることにより、不整脈発生機除として重要な傷害心筋、緩徐伝導部位、伝導途絶部位、さらに心臓手術による瘢痕組織、上下大動脈などの局在を正確に把握することが出来る。瘢痕組織、手術時の心房切開線痕などが低電位であり、立体心臓画像上では赤で表示される。

【0066】図26はdynamic propagation mapと呼ばれるもので、心筋の脱分極（興奮）している範囲を赤、分極（静止）している範囲を青で示し、心筋興奮部位が時間と共に移動する様子（矢印が興奮が伝播する方向を示す）をダイナミックに表示する画像である。

【0067】上述のマッピングは心内膜面の活動電位そのものを表示したが、図27に示すように、内膜面各点の心拍周期内の最大活動電圧max V、あるいは活動電圧の傾きの最大値max dV/dtをマッピングしたり、基準となる時刻（R波のタイミング）から最大活動電圧が出現するまでの時間、あるいは活動電圧の傾きの最大値が出現するまでの時間をマッピングしてもよい。

【0068】次に、E Pマッピング像と超音波画像とを位置関係を対応付けて表示する具体例を説明する。

【0069】図28は極座標表示のE Pマッピング像と臓器の形態情報、あるいは運動情報を示す超音波2次元断層像を並べて表示するものであり、図29は図28のE Pマッピング像と超音波2次元断層像との位置関係を

示すものであり、超音波画像にはE P電極の位置を示すマークを、E Pマッピング像には超音波を走査している断面を示すマークを示す。ここでは、超音波は電極B1～B4、F4～F1を含む断面に沿って走査している。図30は3次元投影像表示のE Pマッピング像と臓器の形態情報、あるいは運動情報を示す超音波3次元投影像を並べて表示するものであり、図31は図30のE Pマッピング像と超音波3次元投影像との位置関係を示すものである。なお、超音波3次元投影像とともに、任意断面の断層像（ここでは、心臓の左室短軸像）も表示される。超音波3次元投影像とE Pマッピング像には、左室短軸像に対応する断面を示すマークが表示される。

【0070】図32は臓器の形態、あるいは動きを示す3次元画像と、E Pマッピング像を合成して1枚の3次元画像として表示する例である。ここでは、E Pマッピング像としては、R波のタイミングから最大活動電圧が出現するまでの時間のactivation mapを使う。一方、超音波画像としては心臓の投影像を用いる。そして、超音波画像から心臓の左心室内膜面を自動抽出し、拡張末期の心内膜面の投影像にE Pマッピング像を透明度を持った色で貼り付ける。この投影像は所定心拍毎に更新するのが好ましい。その結果、E Pマッピング像の後側に心内膜面が収縮／拡張を繰り返している様子が投影像としてリアルタイム表示される。

【0071】図33は図32のE Pマッピング像に、心臓の任意断面の超音波断層像（あるいは超音波造影剤と超音波断層像との組み合わせで得られる2次元心筋パフュージョン画像）を合成して表示する例を示す。超音波断層像、あるいは2次元心筋パフュージョン画像はある時点での画像の表示ではなく、リアルタイム表示することが好ましい。また、断面の位置は任意に変である。

【0072】図34は2次元の合成表示例である。そのため、心臓の任意断面の超音波断層像（あるいは超音波造影剤と超音波断層像との組み合わせで得られる2次元心筋パフュージョン画像）と、R波のタイミングから最大活動電圧が出現するまでの時間のactivation map表示をこの断面に投影した画像を合成して表示する。

【0073】図35は図32のようなactivation mapからなるE Pマッピング像に超音波エコー法、あるいは超音波ドプラ法により得られる心筋局所の収縮または拡張異常の領域（壁運動異常領域）を重畳して合成表示する例である。

【0074】図36は電気刺激装置34を電気生理マッピング装置と併用する場合の表示例である。マッピングのための電位測定中に、E P電極の1つから心臓に電気刺激を与えるが、その際、その刺激印加電極を示すマーク（黒星印）を図32のようなactivation mapと超音波3次元投影像との合成画像上に重畳表示することにより、刺激の印加と興奮の伝播の因果関係を把握することができ、診断に有用である。この位置表示も、図8～図

23に示したような電極の位置測定により実現する。

【0075】図37は、図36とは逆に、画面上で電気刺激印加位置を指定、あるいは刺激印加電極を適切な位置へナビゲートする機能を示す。すなわち、図32のようなactivation mapと超音波3次元投影像との合成画像上である点を指定すると、指定場所に最も近い位置にあるEP電極から電気刺激が印加されるように、電気生理マッピング装置本体4のスイッチング回路25は制御される。あるいは、刺激印加用デバイスの挿入位置を画像上からナビゲートしてもよい。すなわち、マウス等で超音波画像上に軌跡を描くと、その通り、EPカテーテル50が自動挿入されてもよい。

【0076】次に、電気生理マッピング装置によりEPマッピングの後、非薬物治療、例えばは高周波、レーザー、あるいはマイクロウェーブを用いたアブレーションカテーテルにより不整脈の発生原因となっている部位を焼灼する治療を行う場合に、その治療行為を行う位置を示すマーカを画像上に重畳表示する例を説明する。

【0077】図38は治療用デバイス（アブレーションカテーテル）の先端位置を図8～図23に示したような電極の位置測定と同様な測定により求め、治療行為を行う位置を示すマーカ（黒星）を図32のようなEPマッピング像と超音波3次元投影像との合成画像上に重畳表示する例である。

【0078】図39は既に治療を行った場所を示すマーカ（黒丸）と、治療用デバイスの先端位置である治療行為を行う位置を示すマーカ（黒星）を図32のようなEPマッピング像と超音波3次元投影像との合成画像上に重畳表示する例である。

【0079】図40は治療用デバイスの先端位置である治療行為を行う位置を示すマーカ（黒星）を図32のようなEPマッピング像と超音波3次元投影像との合成画像上に重畳表示するとともに、画面上で治療用デバイスの移動先を指定、あるいは刺激印加電極を適切な位置へナビゲートする例を示す。すなわち、治療用デバイスは画面上で二重丸のマーカで指定された場所に自動的に移動する。

【0080】以上説明したように本実施形態によれば、被検体の臓器の電気的特性データのマッピング像を得る電気生理マッピング装置のカテーテル（そのEP電極）と、臓器の解剖学的データを示す画像を得る超音波診断装置の超音波プローブとの相対的な位置関係を知ることができるので、マッピング像と超音波画像を両者の位置関係を対応づけて表示することができる。このため、カテーテルベースの高周波アブレーション治療において、ターゲット部位を正確に特定し、その場所に正確に治療用カテーテルをナビゲートすることができる。さらに、心筋の電気的な活性化態様と機械的な収縮態様の関係について病態生理学的な理解を深めることができ、新しい診断法及び治療法の開発、研究に有用である。

【0081】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、臓器の電気生理マッピング像と、解剖学的な形態を示す画像との位置関係の把握が容易になり、その結果、臓器の電気的特性と解剖学的な収縮特性の双方を、同時にかつ空間的な位置関係を持って、3次元的に評価することが可能になり、各種疾患、特に頻脈性不整脈の診断精度向上を実現し、さらには治療成績の向上を実現させる電気生理マッピング装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明による電気生理マッピング装置の第1の実施形態の概略構成を示すブロック図。

【図2】図1の超音波診断装置本体の詳細構成を示すブロック図。

【図3】図1の電気生理マッピング装置本体の詳細構成を示すブロック図。

【図4】EPカテーテルによる電気生理マッピングの手法を説明するための図。

【図5】超音波スキャンの概略を説明するための図。

【図6】ディスプレイ上に表示した中間画像（EPマッピング像の一例）を示す写真。

【図7】（a）、（b）、（c）、（d）はディスプレイ上に表示した中間画像（EPマッピング像の他の例）を示す写真、（e）はEPマッピング像と電極の関係を示す図。

【図8】EP電極の位置を求めてEPマッピング像と超音波画像との位置合わせの一例の原理を示す図。

【図9】位置合わせの一例における超音波の発信／受信タイミングを示す図。

【図10】位置合わせの一例の手順を示すフローチャート。

【図11】EP電極の位置を求めてEPマッピング像と超音波画像との位置合わせの第2例の原理を示す図。

【図12】位置合わせの第2例における超音波の発信／受信タイミングを示す図。

【図13】EP電極の位置を求めてEPマッピング像と超音波画像との位置合わせの第3例の原理を示す図。

【図14】位置合わせの第3例における超音波の発信／受信タイミングを示す図。

【図15】位置合わせの第3例の手順を示すフローチャート。

【図16】EP電極の位置を求めてEPマッピング像と超音波画像との位置合わせの第4例の原理を示す図。

【図17】位置合わせの第4例における超音波の発信／受信タイミングを示す図。

【図18】EPマッピング像と超音波画像との位置合わせの第5例の原理を示す図。

【図19】位置合わせの第5例に用いられるカテーテルを示す図。

【図20】位置合わせの第5例の表示画像を示す図。

【図21】EPマッピング像と超音波画像との位置合わせの第6例の原理を示す図。

【図22】位置合わせの第5例における磁場発生コイルの配置を示す図。

【図23】EPマッピング像と超音波画像との位置合わせの第7例の原理を示す図。

【図24】ディスプレイ上に表示した中間画像（EPマッピング像の一例としてのactivation map画像）を示す写真。

【図25】ディスプレイ上に表示した中間画像（EPマッピング像の第2例としてのsubstrate map画像）を示す写真。

【図26】ディスプレイ上に表示した中間画像（EPマッピング像の第3例としてのdynamic propagation map画像）を示す写真。

【図27】EPマッピングするパラメータの他の例としての最大活動電位、活動電位の微分値、およびそれらが出現する時間を示す図。

【図28】ディスプレイ上に表示した中間画像（並べて表示されるEPマッピング像（極座標表示）と超音波2次元断層像）を示す写真。

【図29】図28のEPマッピング像と超音波2次元断層像との位置関係を示す図。

【図30】ディスプレイ上に表示した中間画像（並べて表示されるEPマッピング像（3次元投影像）と超音波3次元断層像）を示す写真。

【図31】図30のEPマッピング像と超音波2次元断

層像との位置関係を示す図。

【図32】EPマッピング像と超音波画像の合成表示の第1例を示す図。

【図33】EPマッピング像と超音波画像の合成表示の第2例を示す図。

【図34】EPマッピング像と超音波画像の合成表示の第3例を示す図。

【図35】EPマッピング像と超音波画像の合成表示の第4例を示す図。

【図36】EPマッピング像と超音波画像の合成表示の第5例を示す図。

【図37】EPマッピング像と超音波画像の合成表示の第6例を示す図。

【図38】EPマッピング像と超音波画像の合成表示の第7例を示す図。

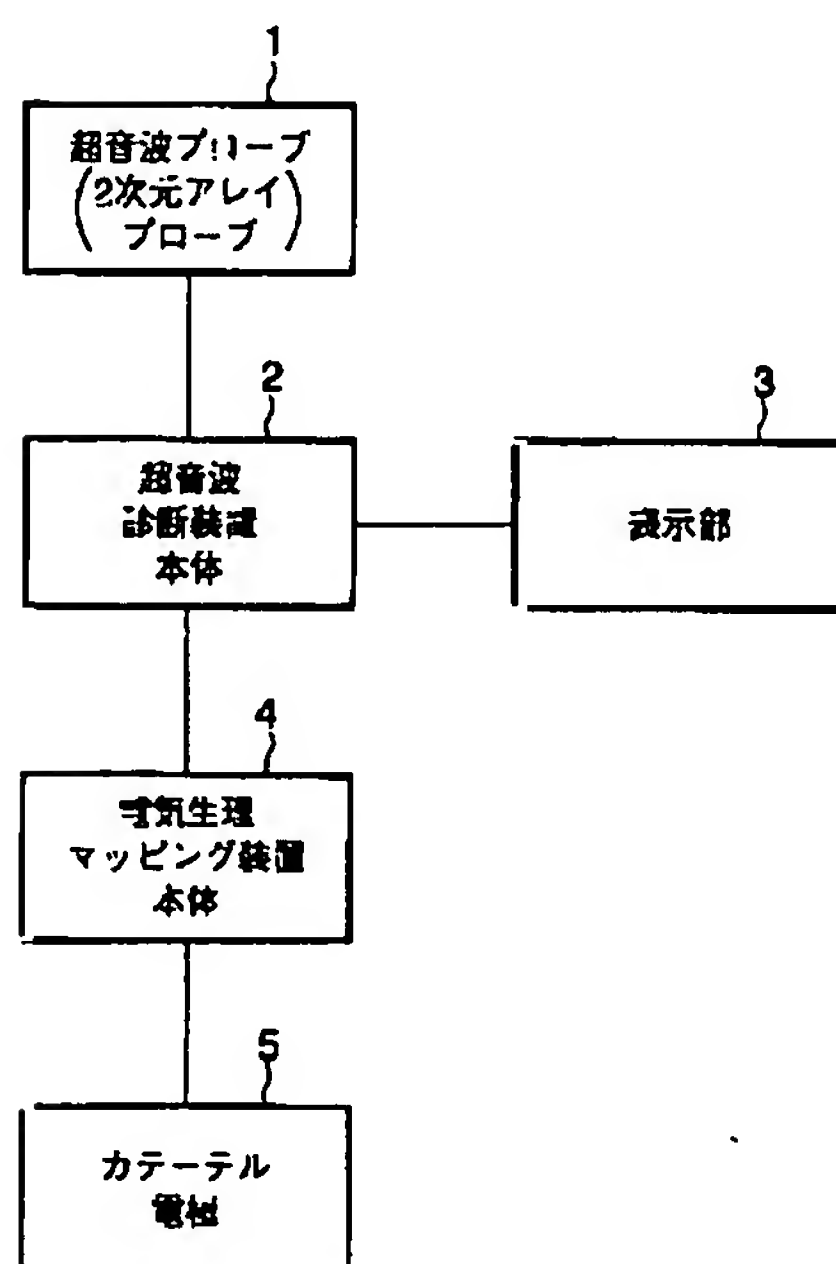
【図39】EPマッピング像と超音波画像の合成表示の第8例を示す図。

【図40】EPマッピング像と超音波画像の合成表示の第9例を示す図。

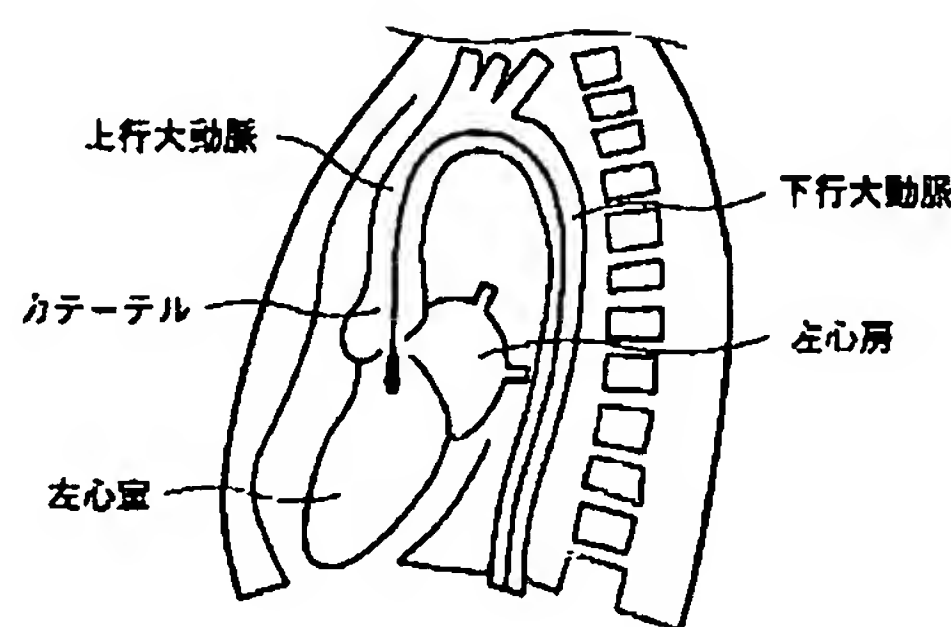
【符号の説明】

- 1…2次元アレイプローブ
- 2…超音波診断装置本体
- 3…表示部
- 4…電気生理マッピング装置本体
- 5…EP電極
- 34…電気刺激装置

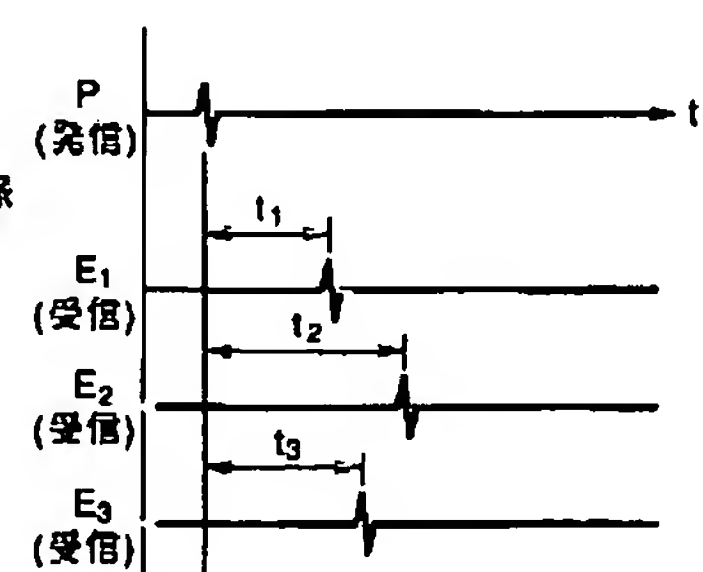
【図1】



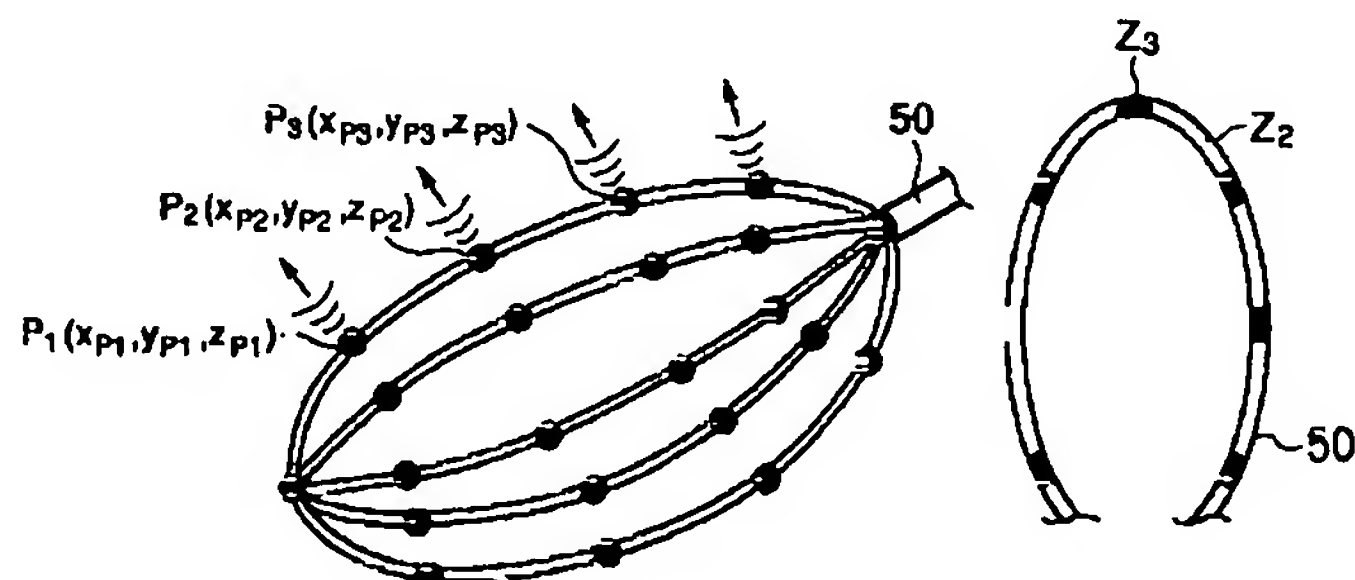
【図4】



【図9】

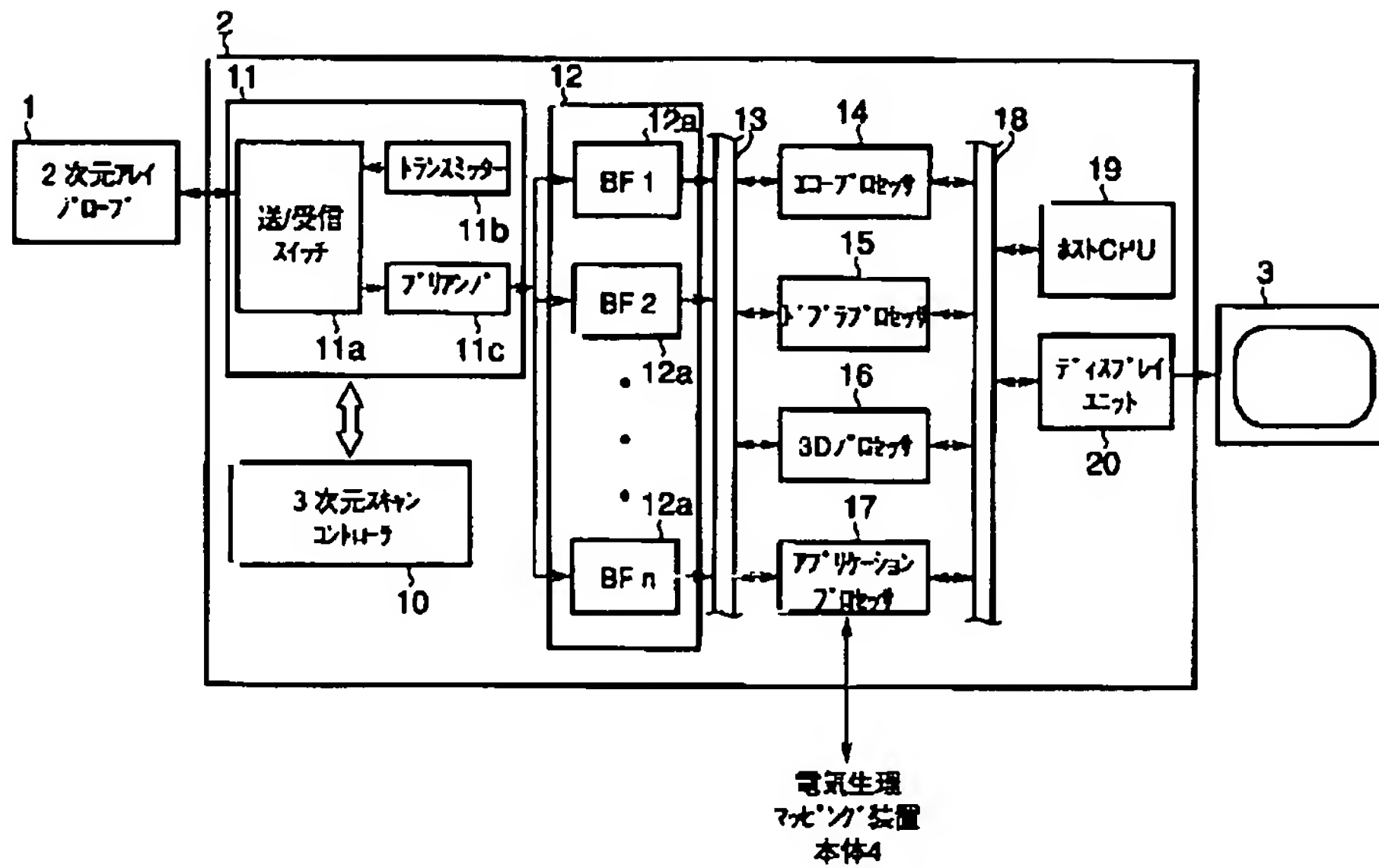


【図11】

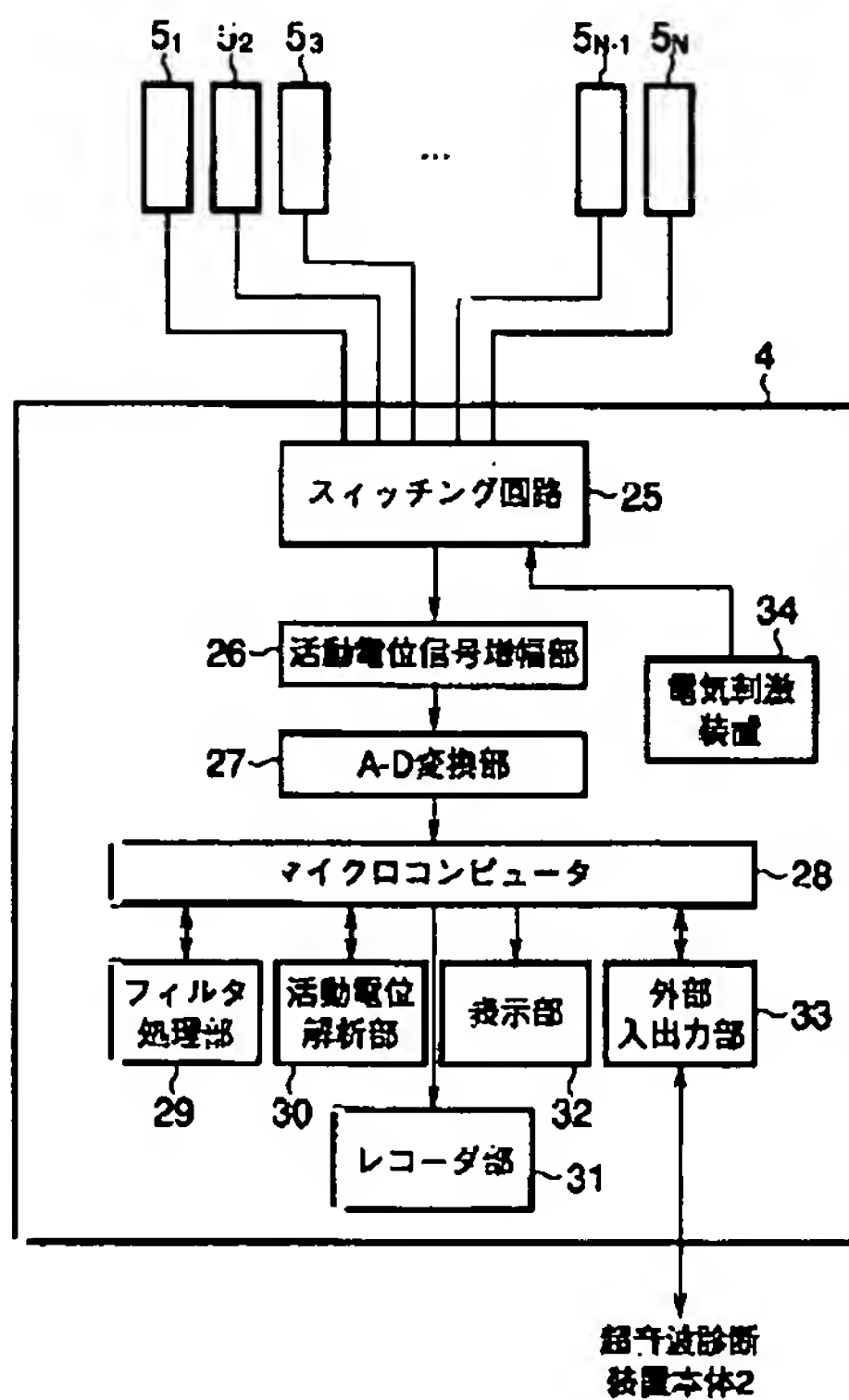


【図19】

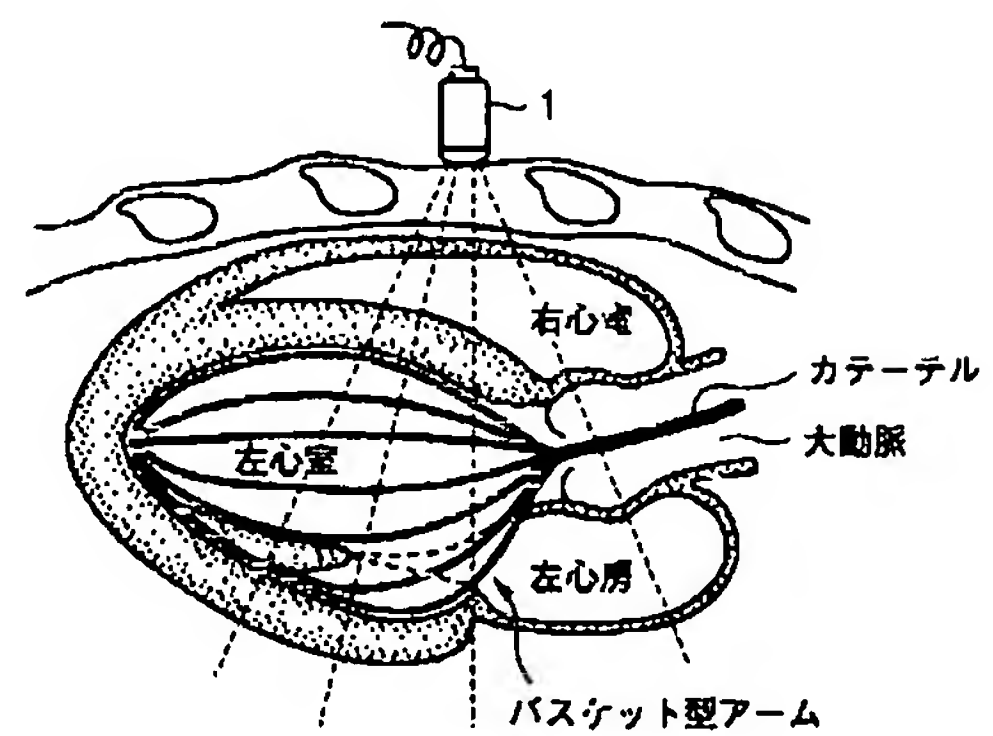
【図2】



【図3】



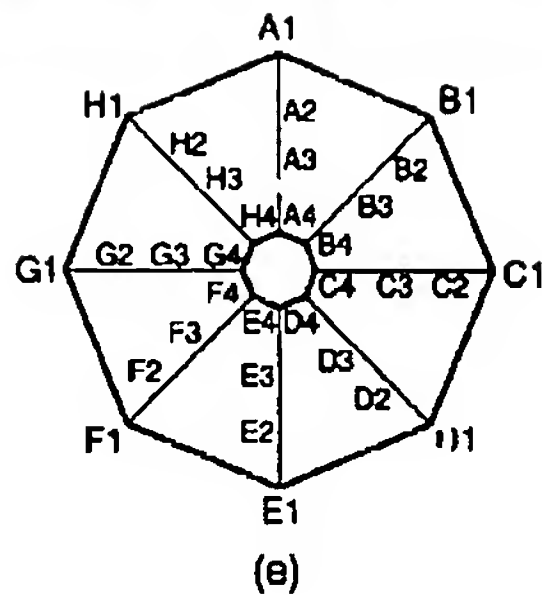
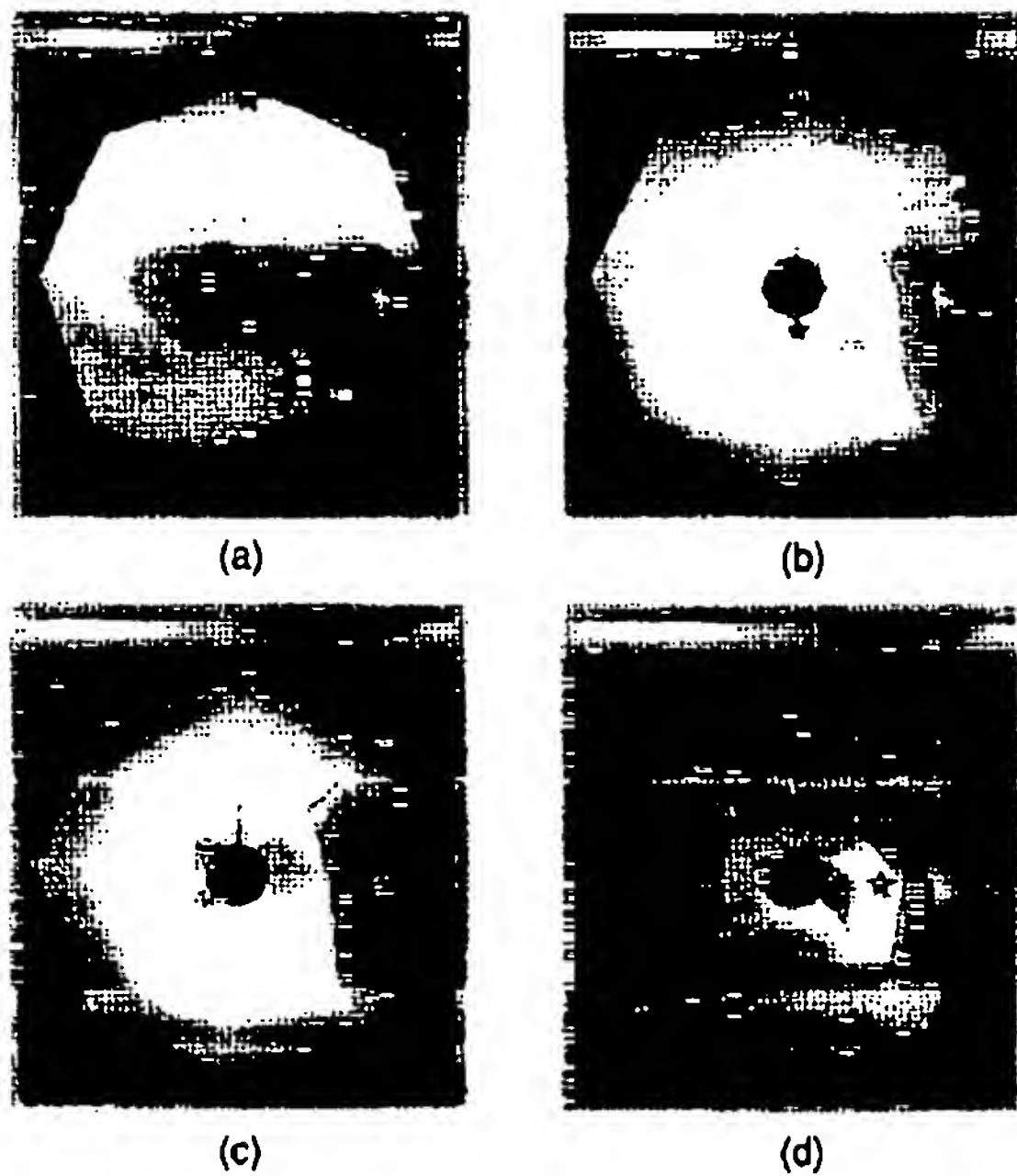
【図5】



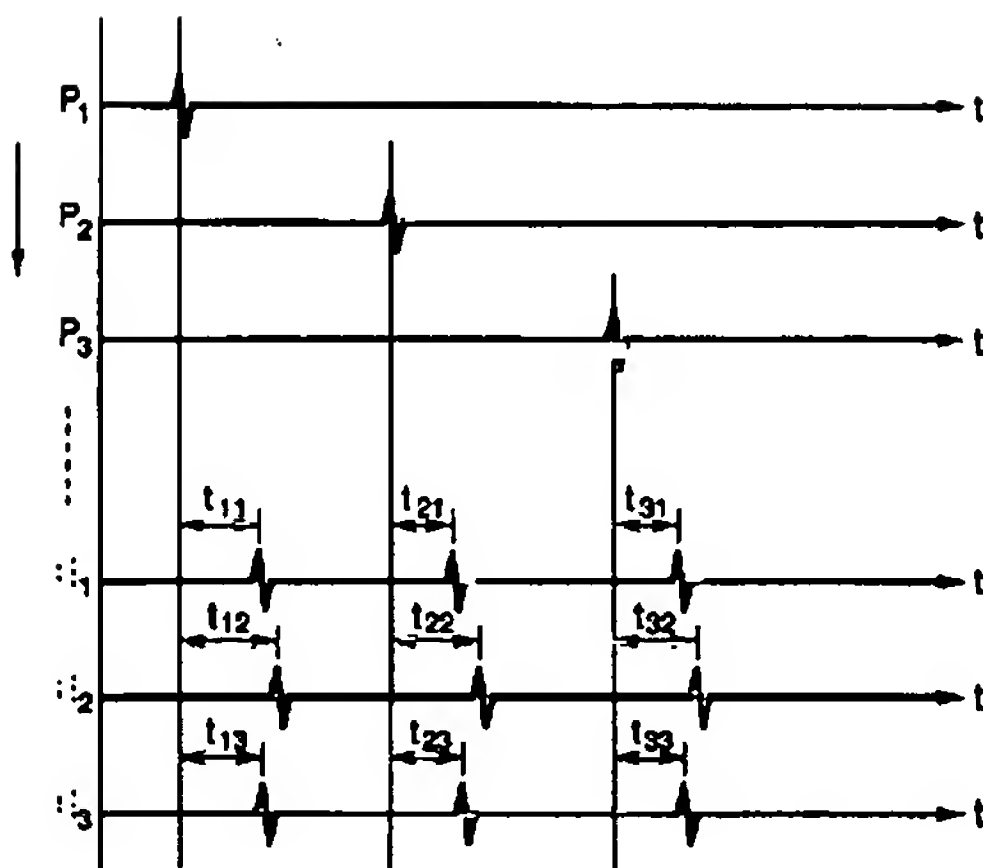
【図6】



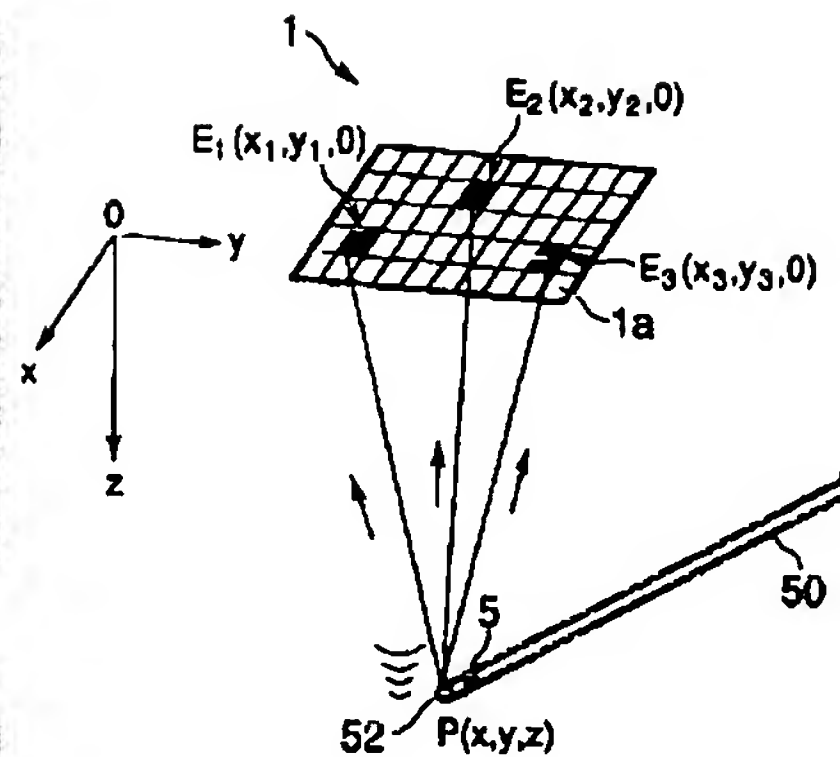
【図7】



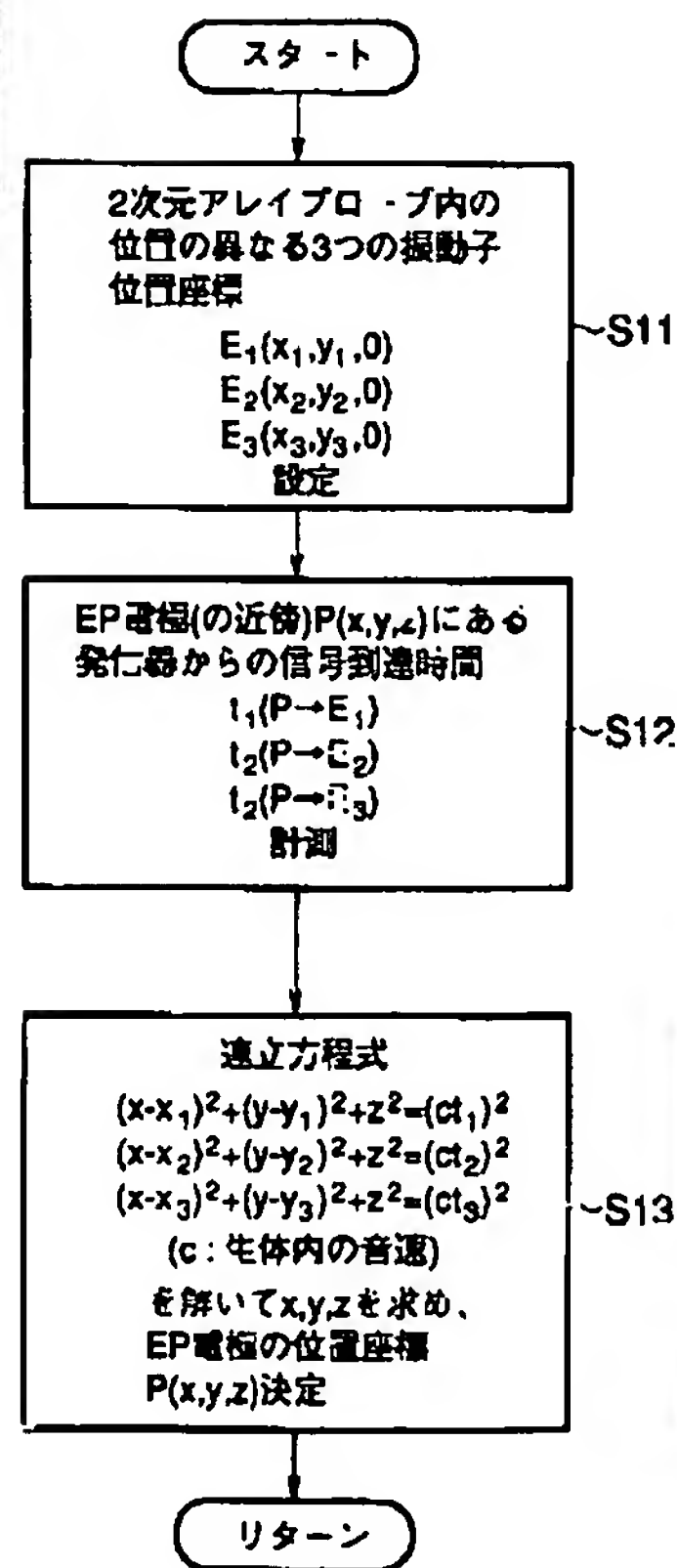
【図12】



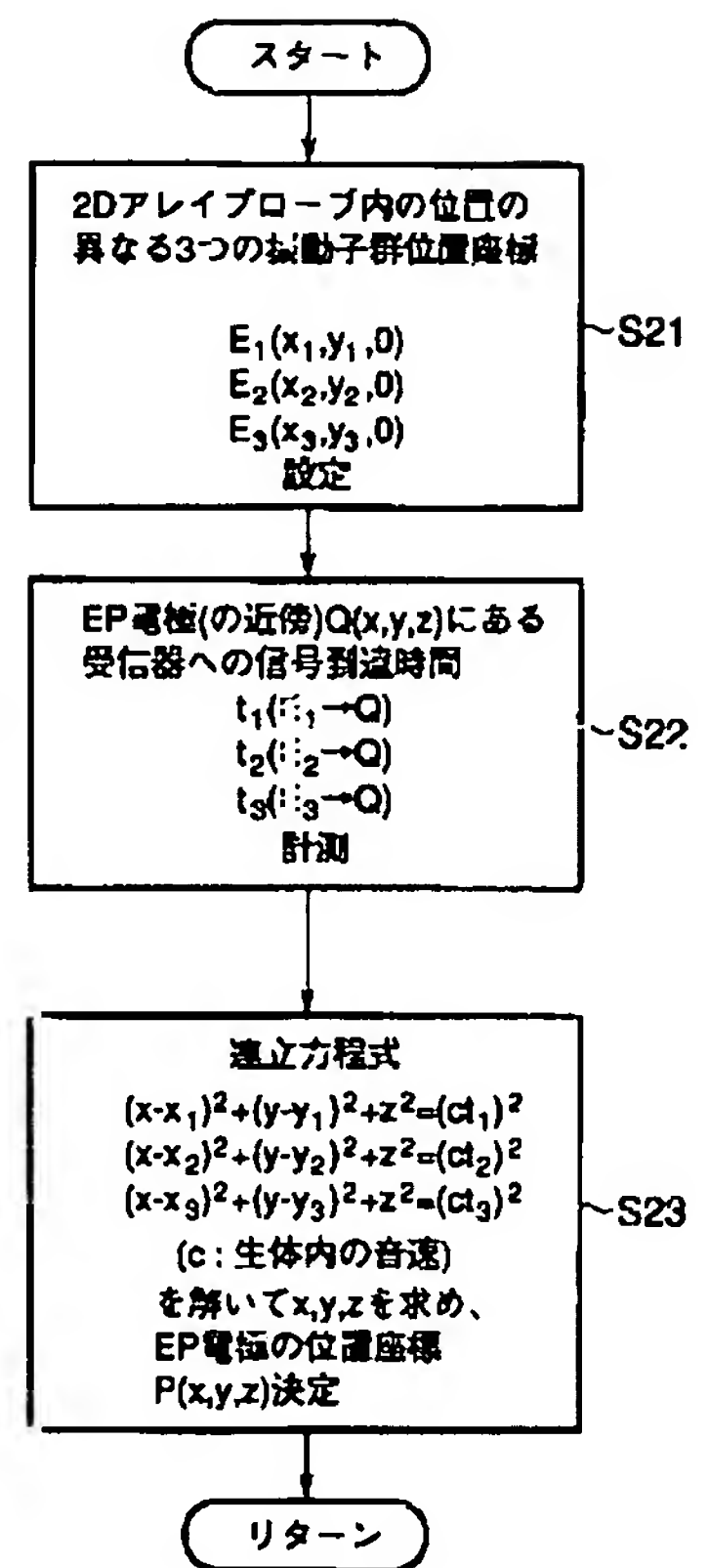
【図8】



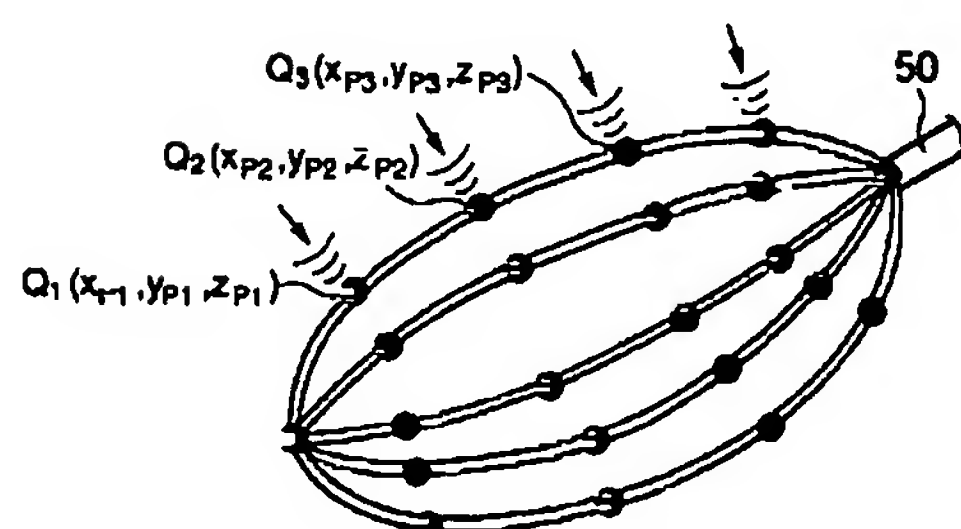
【図10】



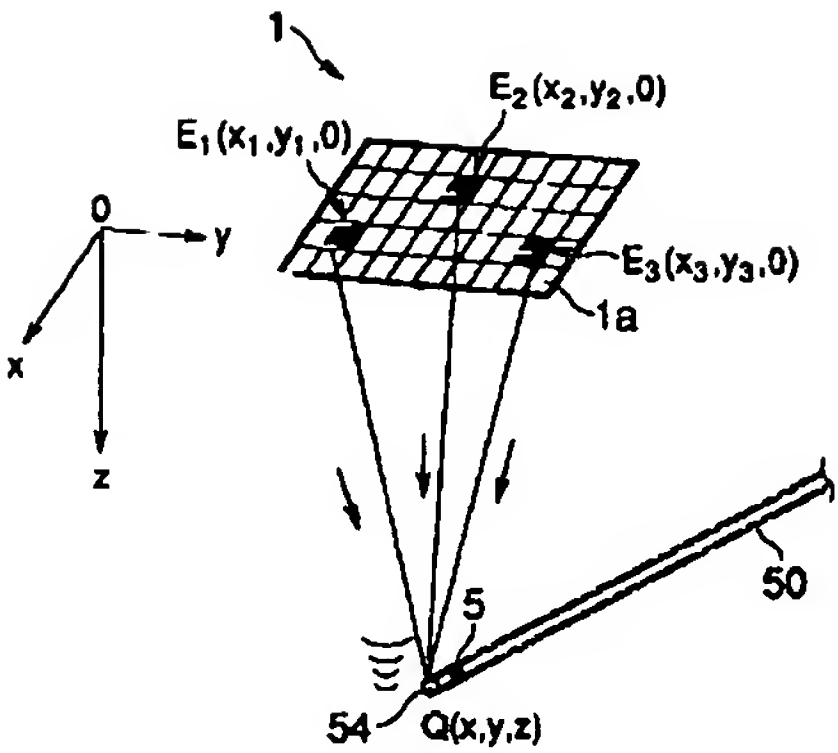
【図15】



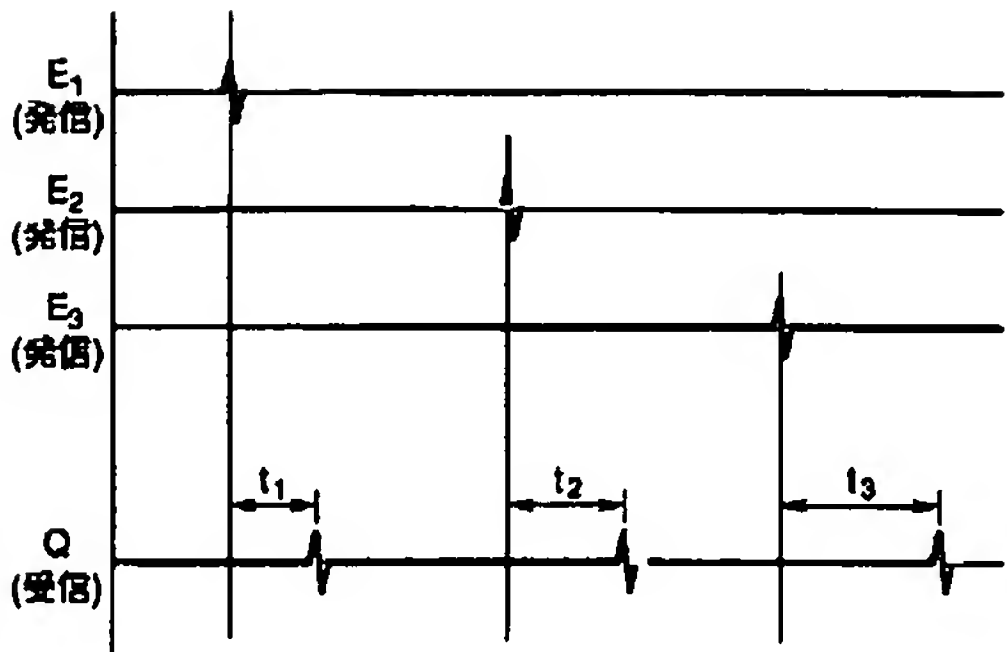
【図16】



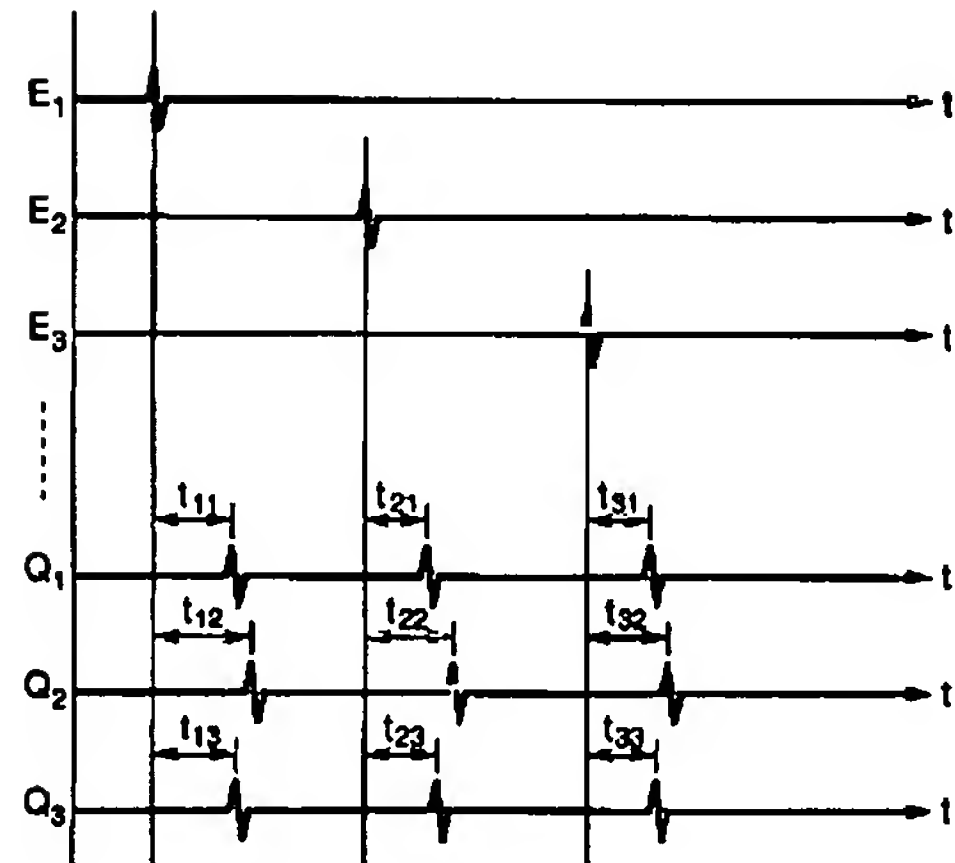
【図13】



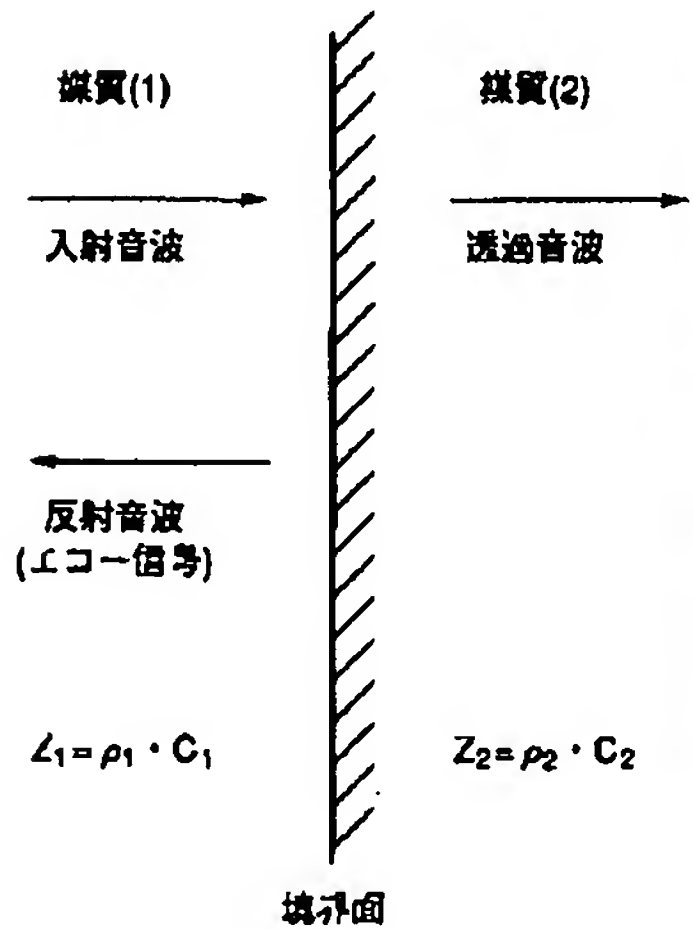
【図14】



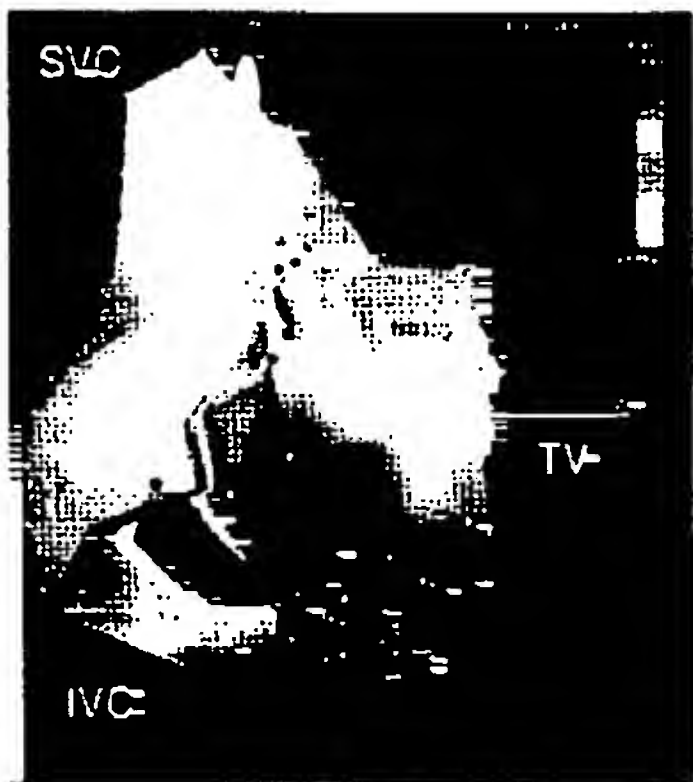
【図17】



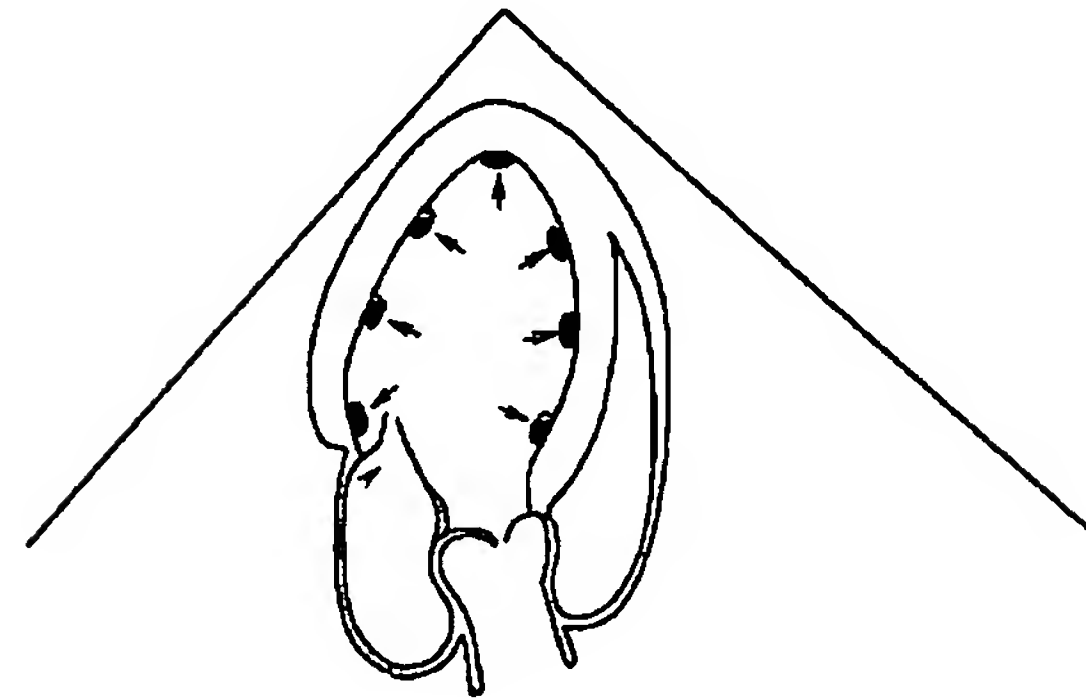
【図18】



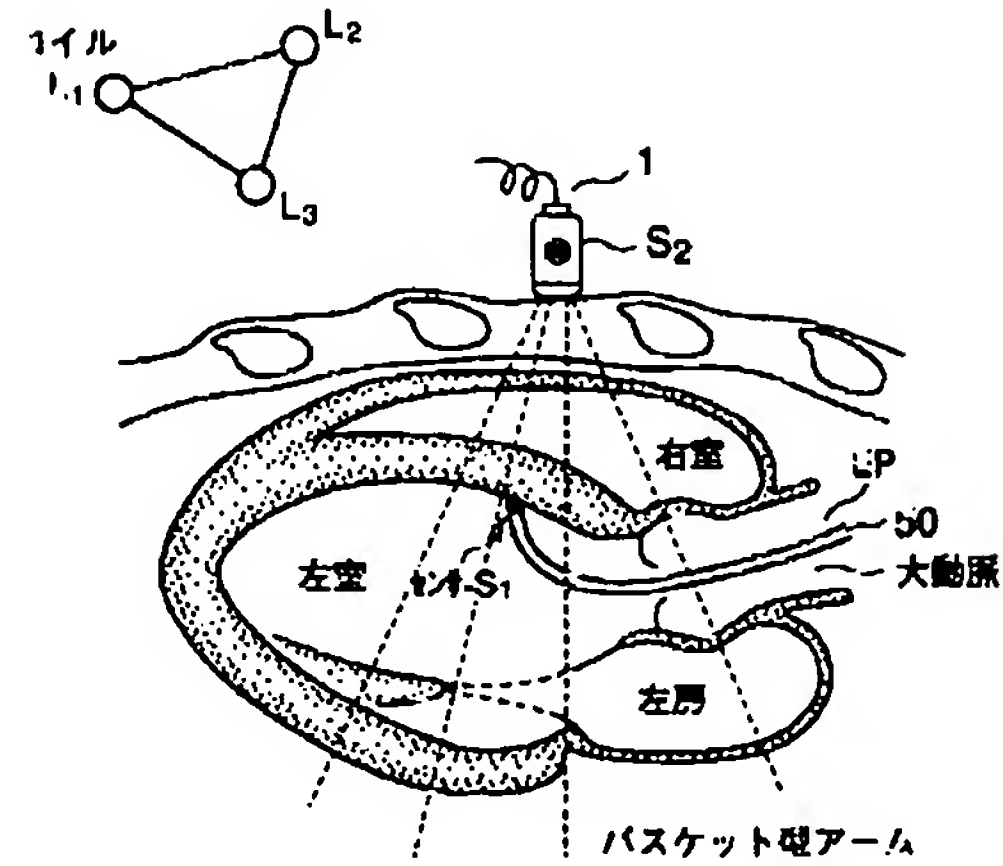
【図24】



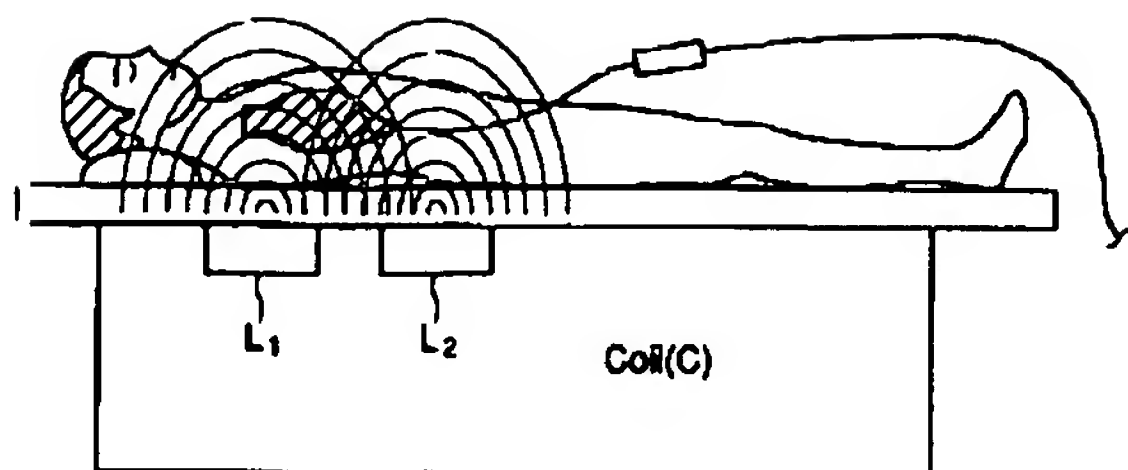
【図20】



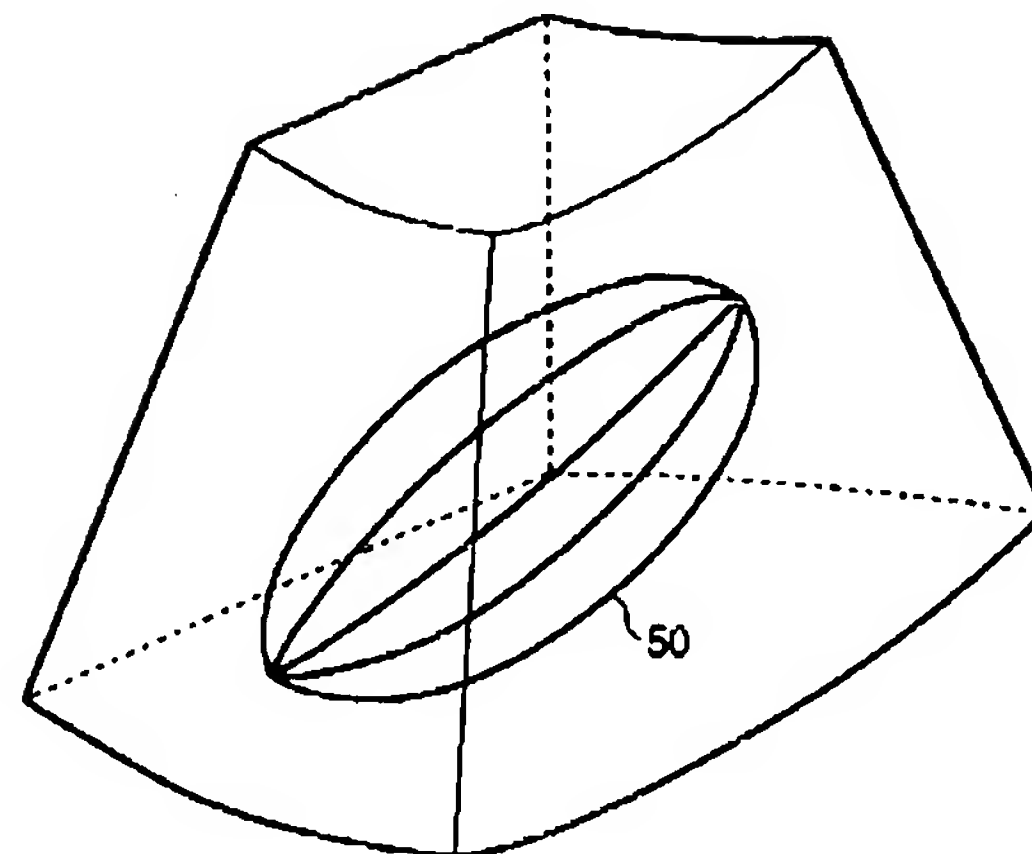
【図21】



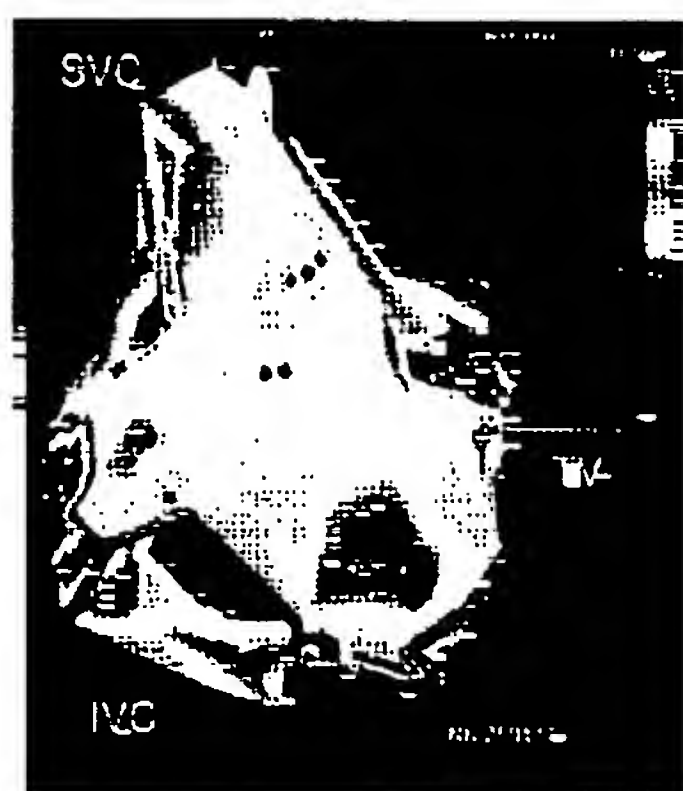
【図22】



【図23】



【図25】



【図26】



(a)

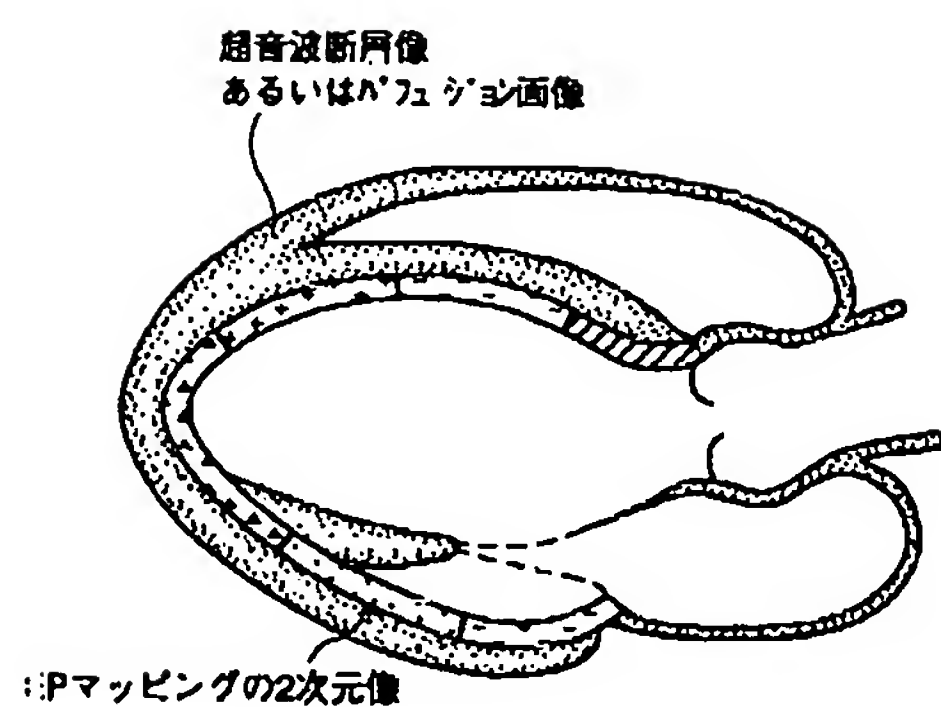


(b)

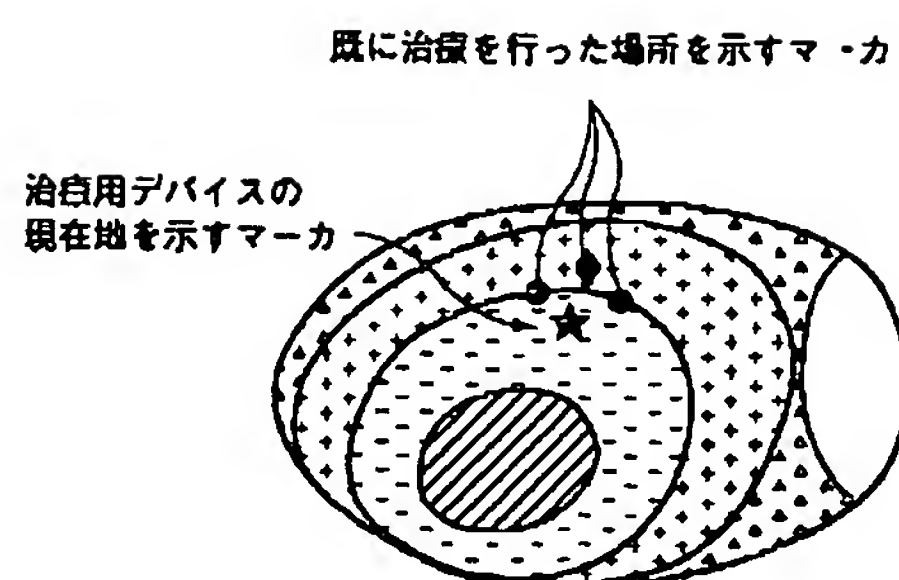


(c)

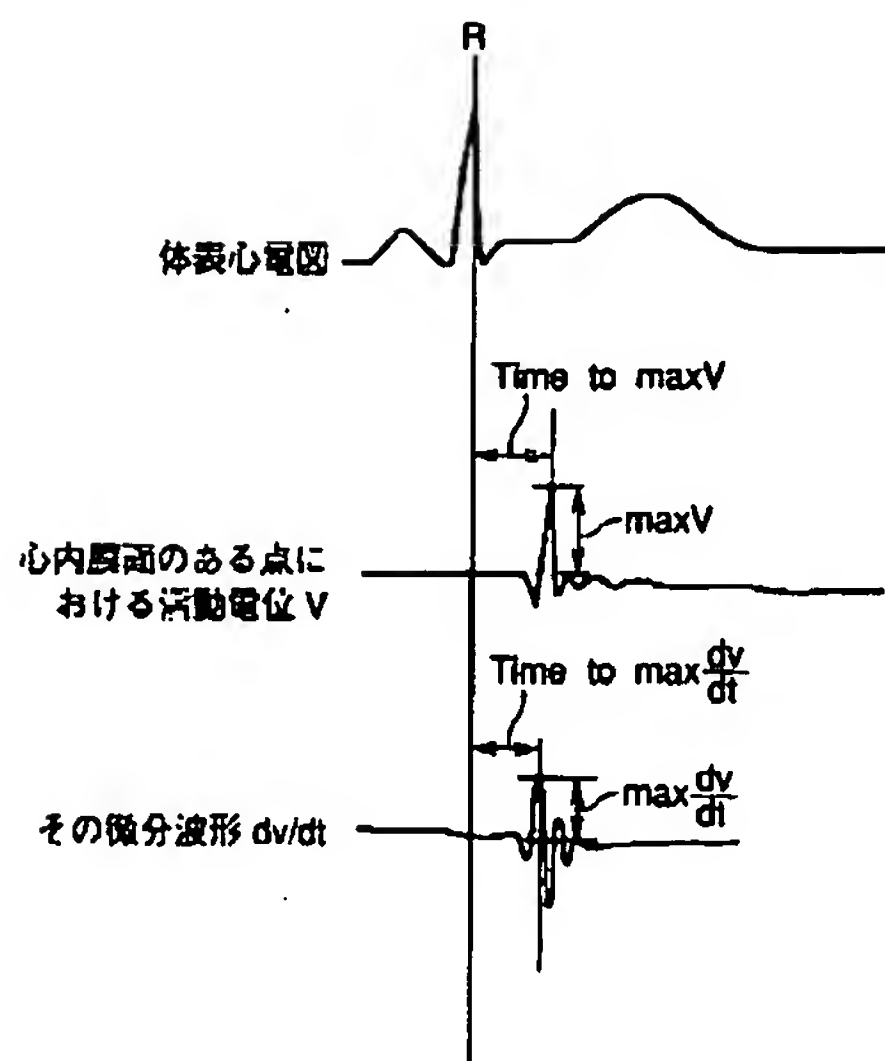
【図34】



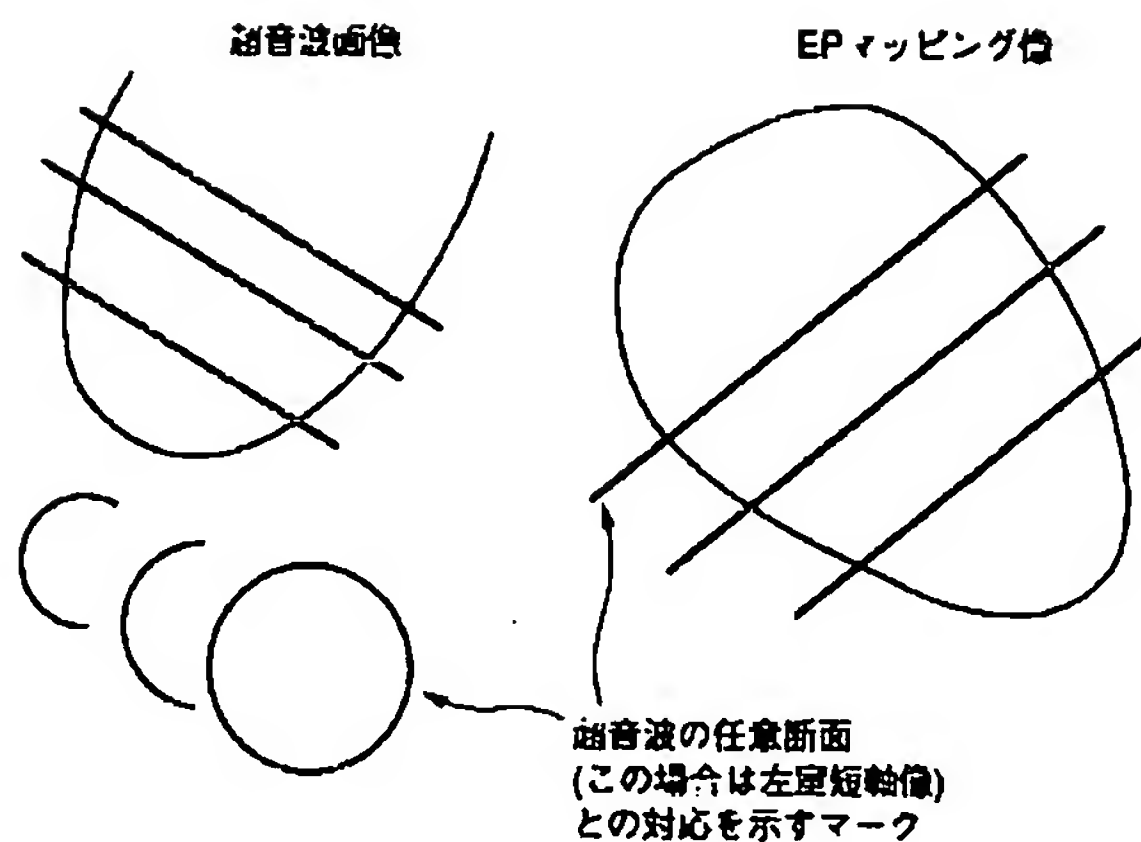
【図39】



【図27】



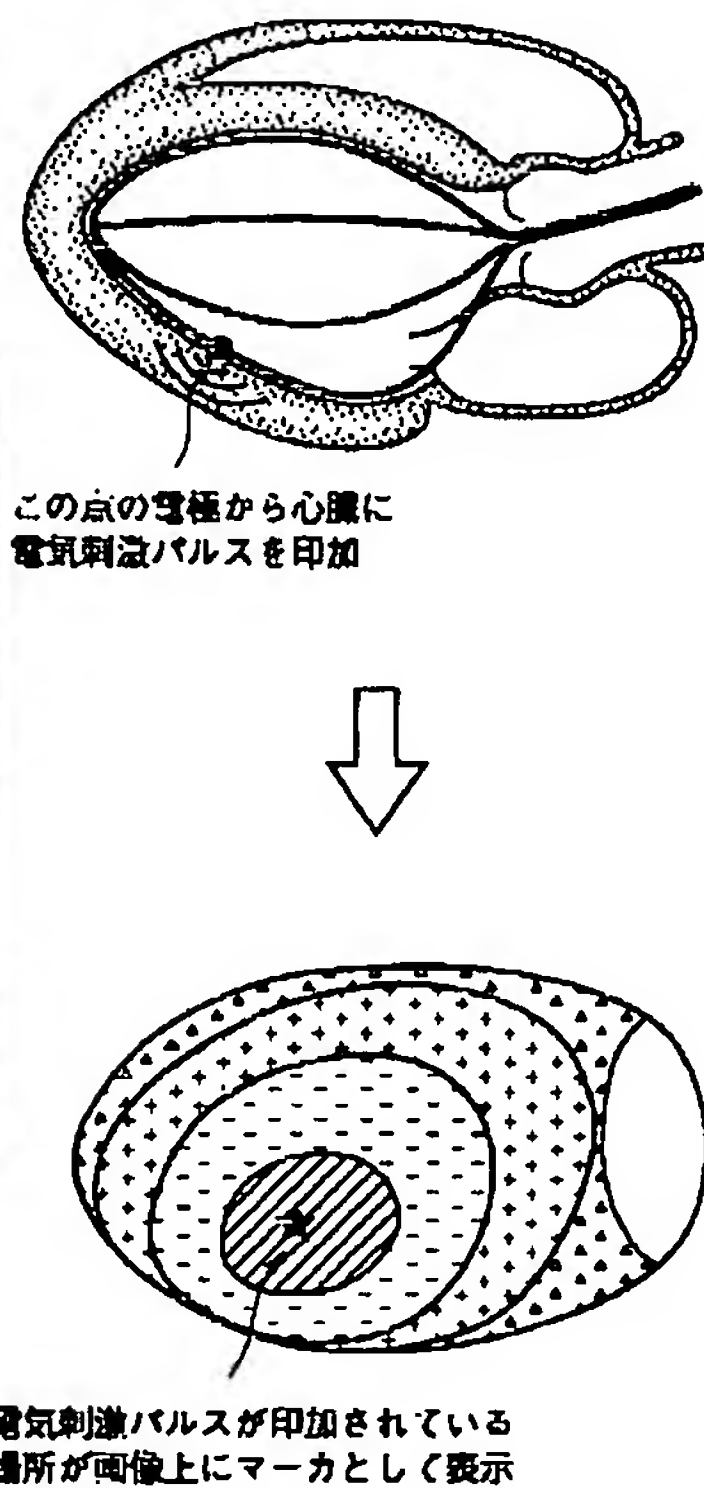
【図31】



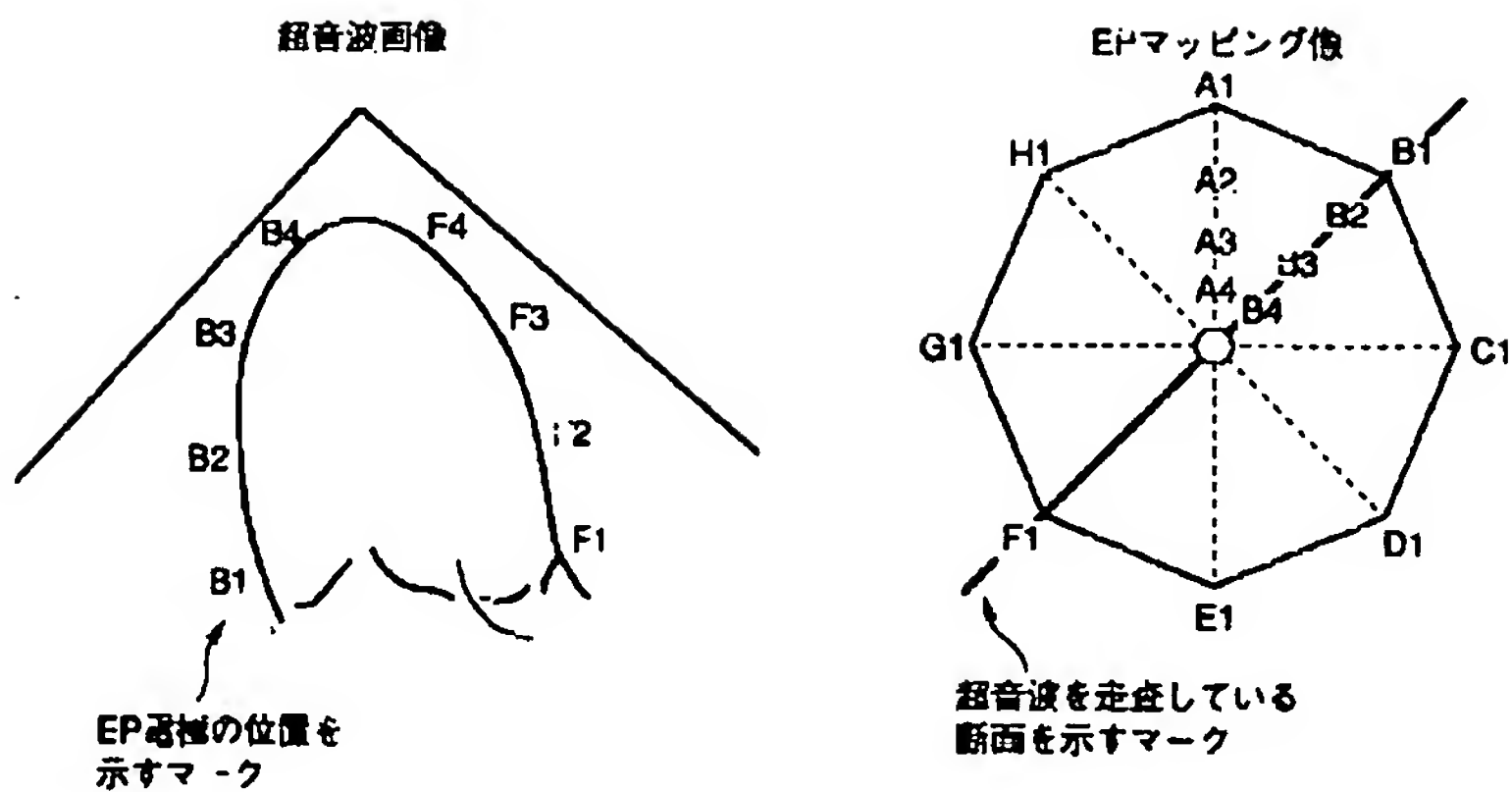
【図28】



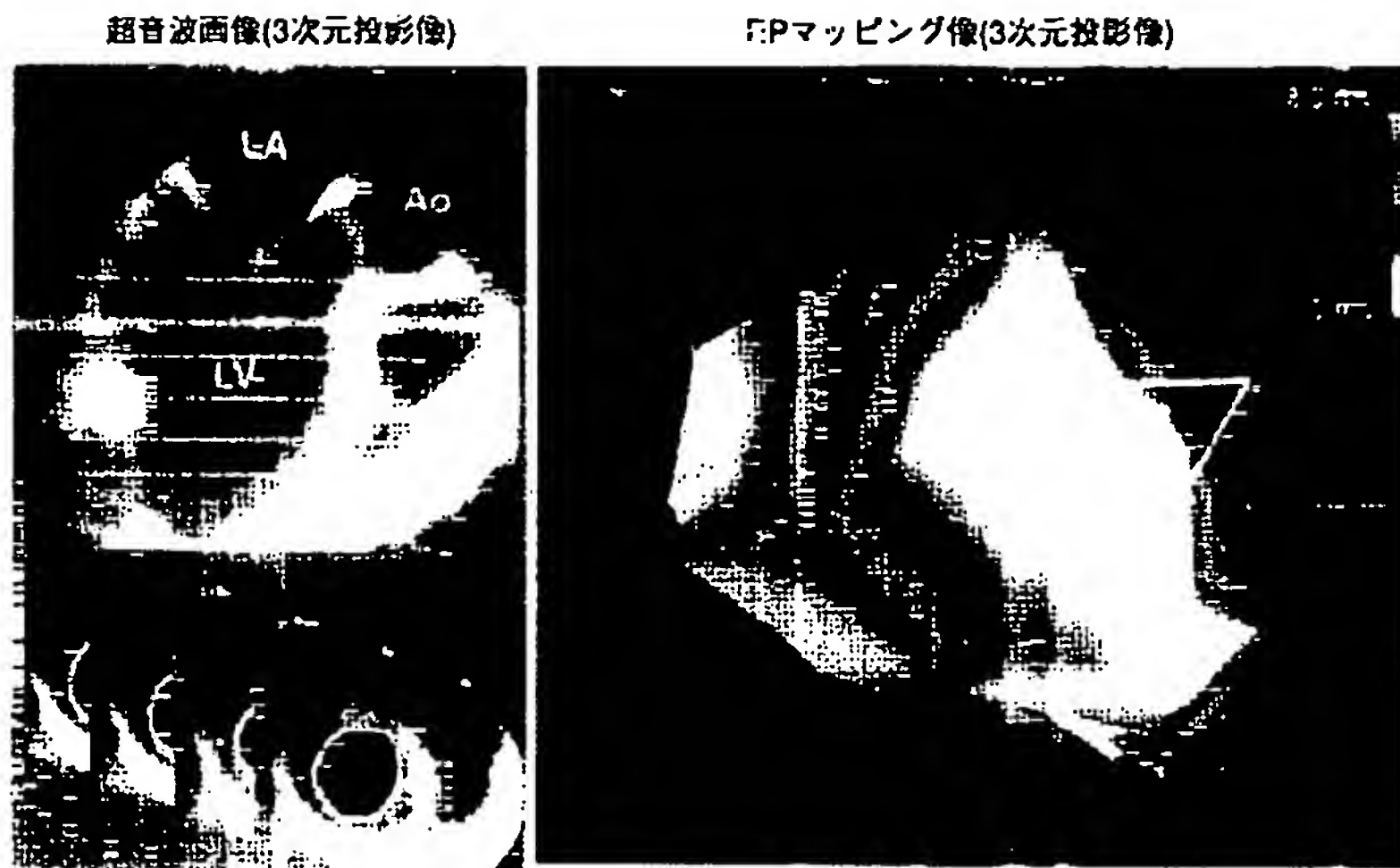
【図36】



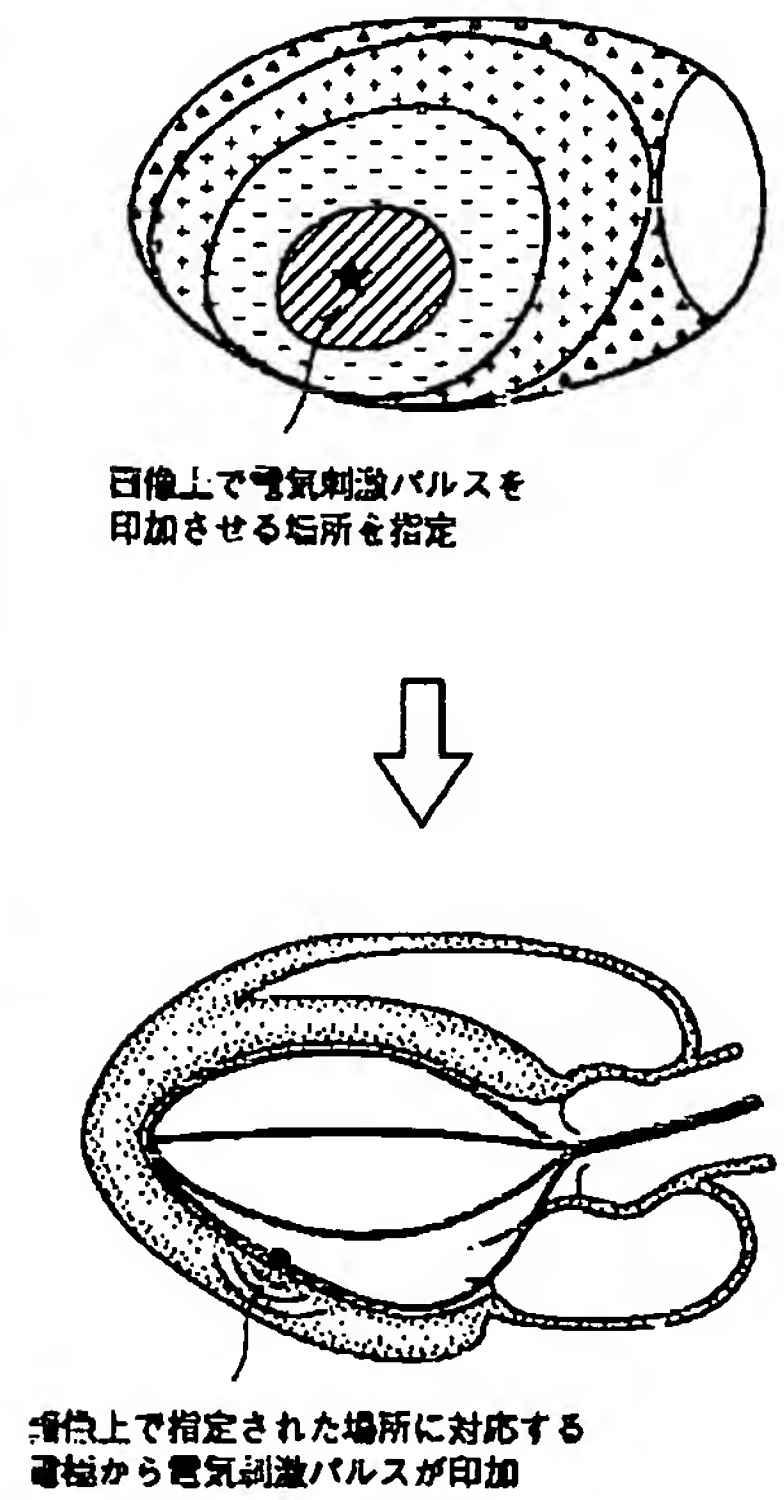
【図29】



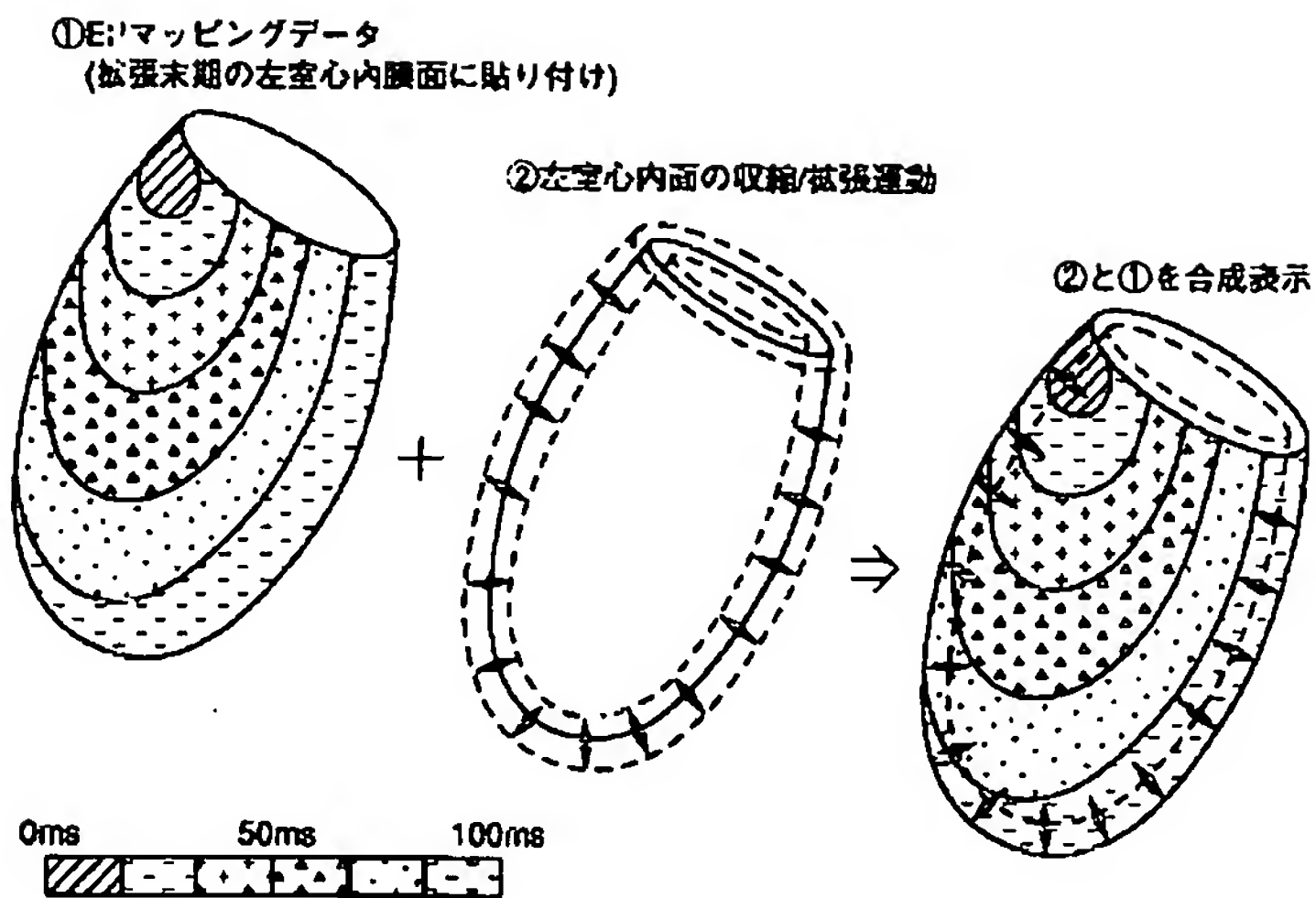
【図30】



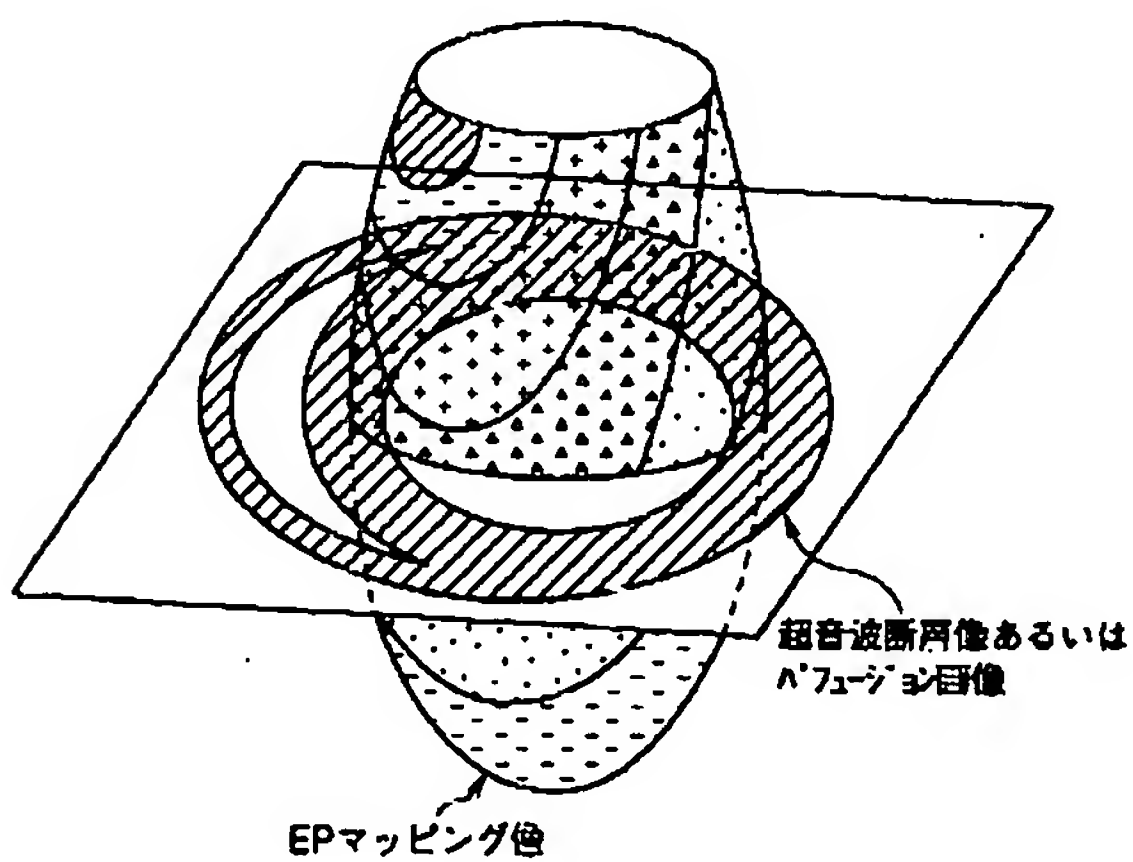
【図37】



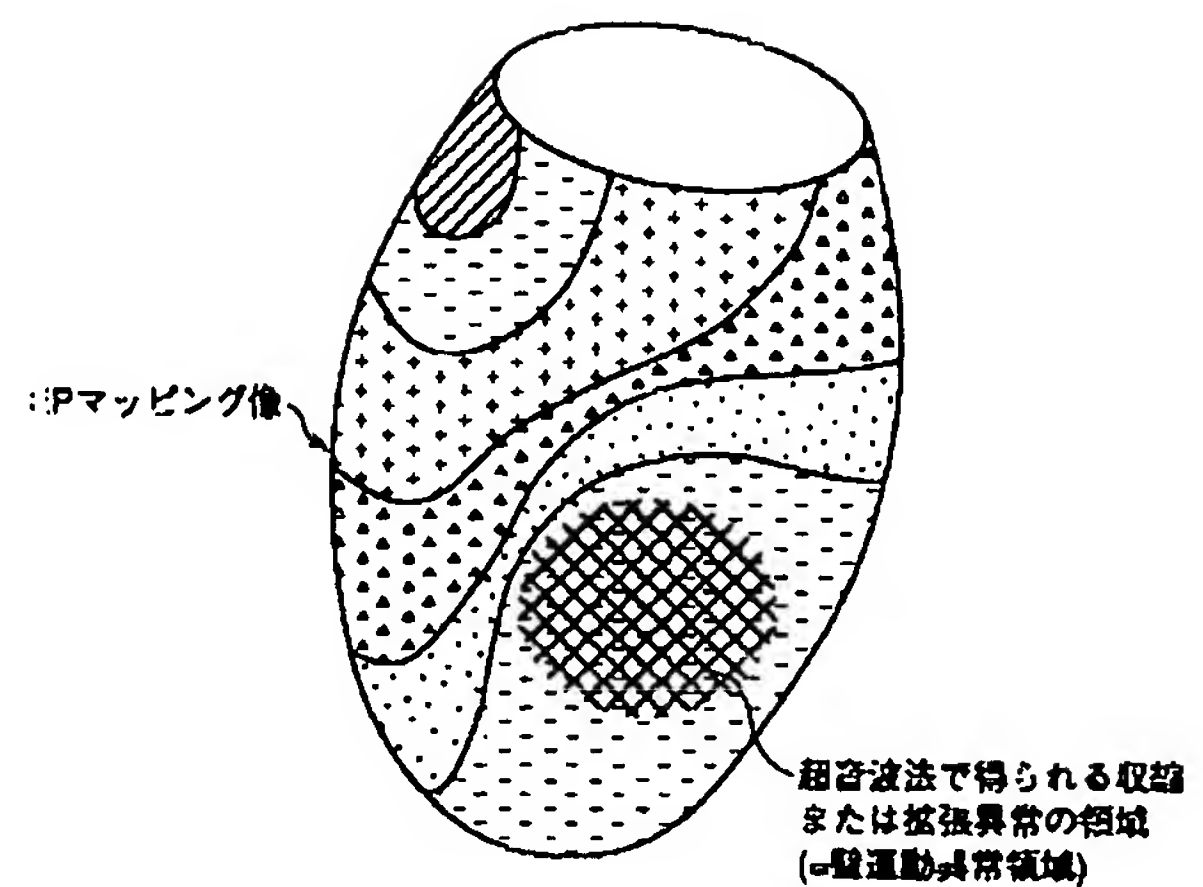
【図32】



【図33】

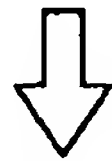
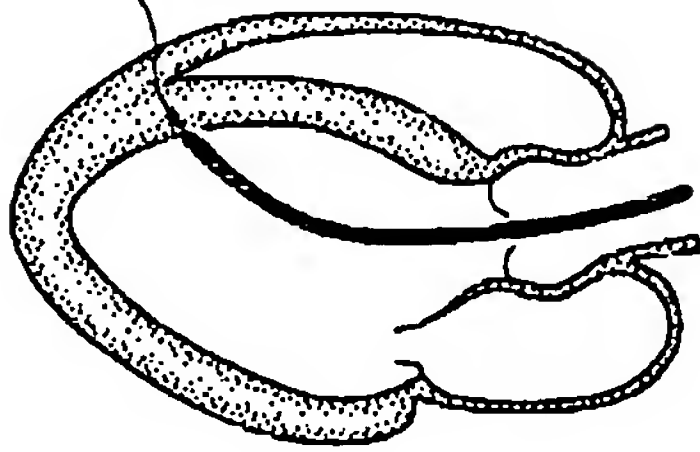


【図35】

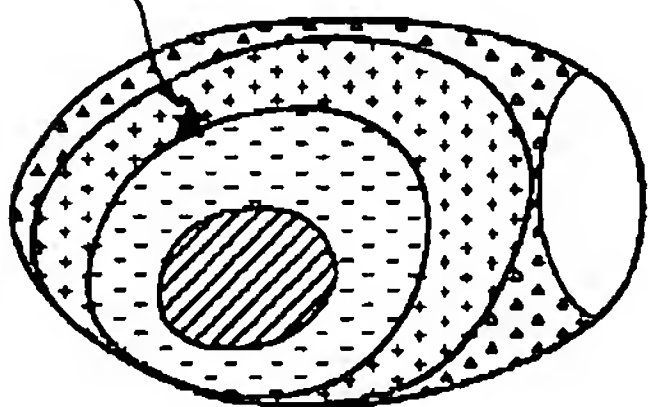


【図38】

治療用デバイス
(アブレーションカテーテルの先端)

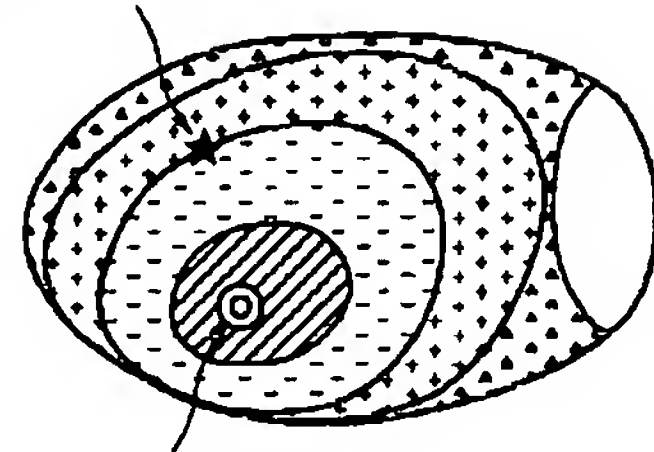


治療用デバイスの位置が
画像上に表示

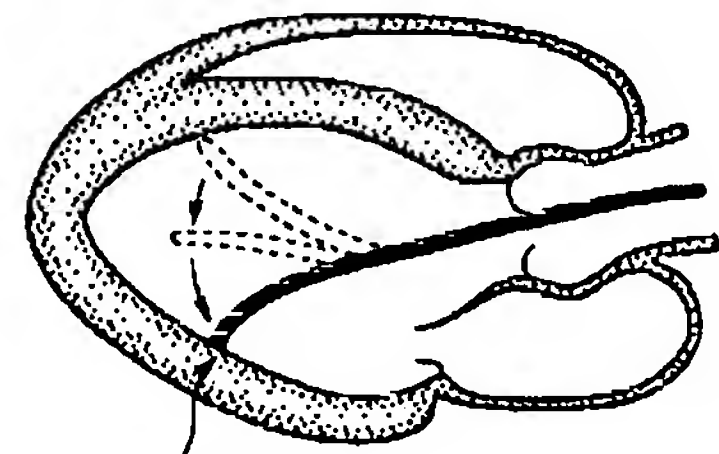


【図40】

治療用デバイスの現在地



治療用デバイスの
移動先を画像上で指定



画像上で指定された場所に
治療用デバイスが自動的に移動